



## 저작자표시-비영리-동일조건변경허락 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



동일조건변경허락. 귀하가 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공했을 경우에는, 이 저작물과 동일한 이용허락조건하에서만 배포할 수 있습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

공학석사 학위논문

# 중력보상기를 적용한 이족보행 로봇의 실험적 연구

Experimental Study of the Biped Walking Robot Applying  
a Gravity Compensator

지도교수  최 형 식

2010 년 2 월

한국해양대학교 대학원

기 계 공 학 과

추 우 헌

本 論文을 秋宇憲의 工學碩士 學位論文으로 認准함.

위 원 장    왕 지 석    (인)

위    원    최 형 식    (인)

위    원    조    중    래    (인)

2010 년 2 월

한국해양대학교 대학원

# 목 차

## Abstract

## 그림 목차

## 표 목 차

제 1 장 서론.....	1
제 2 장 중력보상기 적용한 이족보행로봇의 기구부 구성 .....	3
2.1 중력보상기 구성 및 역학 해석 .....	3
2.1.1 중력보상기 구성.....	3
2.1.2 중력보상기의 역학 해석.....	4
2.2 이족보행로봇의 기구부 구성 .....	7
2.2.1 전체 시스템 구성 .....	7
2.2.2 관절 기구부 구성 .....	9
2.2.3 관절 구동기 사양 .....	14
제 3 장 중력보상기 적용한 이족보행로봇의 기구학 해석 .....	15
3.1 D-H 규약을 통한 기구학 해석.....	15
제 4 장 중력보상기 적용한 이족보행로봇의 제어시스템 구성 .....	22
4.1 전체 시스템 구성 .....	22
4.2 DC 모터 모션 컨트롤러.....	24
4.3 모션 제어 알고리즘.....	27
4.4 로봇 모션 컨트롤 프로그램.....	31
제 5 장 중력보상기 적용한 이족보행로봇의 실험 및 고찰.....	35
5.1 실험 내용 .....	35
5.2 실험 결과 및 고찰.....	41
5.2.1 실험1 한발 들고 무릎 굽혔다 펴기 .....	42
5.2.2 실험2 동일한 시간의 모션 동작으로 정적 보행 .....	46
5.2.3 실험3 모션 시간 및 딜레이 시간을 조정한 정적 보행.....	51
제 6 장 결론.....	56
참 고 문 헌.....	57

# Experimental Study of the Biped Walking Robot Applying a Gravity Compensator

Chu WooHun

*Department of Mechanical Engineering*

*Graduate School of  
Korea Maritime University*



In this paper, KUBIR 4(the name of a robot) which is a lower body of the humanoid robot applying a gravity compensator was developed. KUBIR 4 has 13 DOF, 1 DOF in waist and 12 DOF in legs. Its weight is 62kg and height is 91cm. Also, for the control for the robot, a control system developed. The control system is composed of a distributed control system where host PC is applied as a master controller and a TMS320c2408 microprocessor as a joint motor motion controller. A GUI program for easy control of robot motion was developed where payloads of each joint and joint motor' s currents are displayed in real time.

Walking experiments were performed to verify the superior performance of the robot applying the gravity compensator. For this, the gravity compensator was applied to only left knee and coxa joint to compare with right leg. Same experiments were performed on both legs and their results showed that total current consumption and the maximum load of the left leg joints were less than those of the right leg.

# 그림 목 차

Fig. 2.1 Structure of gravity compensator.....	3
Fig. 2.2 Joint actuator with gravity compensator .....	4
Fig. 2.3 Structure of gravity compensator.....	5
Fig. 2.4 Force/torque relation of gravity compensator .....	6
Fig. 2.5 Joint structure with gravity compensator.....	8
Fig. 2.6 Photograph of KUBIR 4 .....	9
Fig. 2.7 3D model of the waist joint actuator .....	10
Fig. 2.8 3D model of the coxa joint .....	11
Fig. 2.9 Rotation range of the coxa joint.....	11
Fig. 2.10 Gravity compensator of the coxa joint.....	11
Fig. 2.11 3D model of the knee .....	12
Fig. 2.12 Rotation range of the knee pitch joint .....	12
Fig. 2.13 Gravity compensator of the knee joint.....	12
Fig. 2.14 3D model of the ankle .....	13
Fig. 2.15 Rotation range of the ankle pitch joint .....	13
Fig. 2.16 Gravity compensator of the ankle joint .....	13
Fig. 3.1 D-H coordinates for KUBIR 4.....	18
Fig. 3.2 Mathcad example of calculating the end position.....	21
Fig. 4.1 Overall control system of KUBIR 4 .....	22
Fig. 4.2 DC motor motion control system.....	24
Fig. 4.3 Trapezoidal profile(position, velocity, acceleration).....	28
Fig. 4.4 Robot motion program.....	31
Fig. 4.5 Operating robot motion program.....	34
Fig. 5.1 Basic posture of KUBIR 4 .....	37
Fig. 5.2 The front view of walking step.....	39
Fig. 5.3 The side view of walking step .....	40
Fig. 5.4 The current results of experiment 1st.....	43
Fig. 5.5 The current results of experiment 2nd(Walking) .....	47
Fig. 5.6 The current results of experiment 3rd(Walking).....	52

# 표 목 차

Table 2.1 Specification of robot .....	7
Table 2.2 Degree of freedom of robot .....	7
Table 2.3 Specification of the joint actuator for leg part .....	14
Table 3.1 Link parameter for KUBIR 4 .....	19
Table 4.1 Specifications of DSP extenstion board .....	25
Table 4.2 Specifications of motor driver .....	26
Table 4.3 Mode function for motor control.....	33
Table 4.4 Description of robot motion coding mode .....	33
Table 5.1 Stepping motions of 1st experiment.....	38
Table 5.2 Stepping motions of 2nd and 3rd experiment .....	38
Table 5.3 Current consumptions and decrements of motion step (a) .....	44
Table 5.4 Current consumptions and decrements of motion step (b) .....	44
Table 5.5 Current consumptions and decrements of motion step (c) .....	45
Table 5.6 Current consumptions and decrements of motion step (d) .....	45
Table 5.7 Maximum currents and decrements (compared left leg with right leg) ...	45
Table 5.8 Current consumptions and decrements of motion step (a) .....	48
Table 5.9 Current consumptions and decrements of motion step (b) .....	48
Table 5.10 Current consumptions and decrements of motion step (c) .....	49
Table 5.11 Current consumptions and decrements of motion step (d) .....	49
Table 5.12 Maximum currents and decrements (compared left leg with right leg) .	50
Table 5.13 Current consumptions and decrements of motion step (a) .....	53
Table 5.14 Current consumptions and decrements of motion step (b) .....	53
Table 5.15 Current consumptions and decrements of motion step (c) .....	54
Table 5.16 Current consumptions and decrements of motion step (d) .....	54
Table 5.17 Maximum currents and decrements (compared left leg with right leg) .	55

# 제 1 장 서론

로봇(robot)이란 용어는 1920년에 체코의 작가 카렐 카펙(Karel Capek)이 쓴 “rossum’s universal robots”에서 처음 등장하였다. 체코어로 강제노동을 뜻하는 robota와 노동자를 뜻하는 robotik의 합성어이다[1]. 그 후 로봇은 여러 가지의 기계 장치로 공장에서 하기 힘든 반복적인 일들을 인간을 대신하여 작업하는 기계들을 가리켜 로봇이라고 하였다. 최근 컴퓨터와 각종 기계, 전자 산업이 발전하면서 로봇이라는 의미가 공장 안의 매니퓰레이터(manipulator)에서 점차 지능적이고 인간 생활환경에서 적응하고 인간과 친근할 수 있는 지능형 로봇으로 바뀌어 가고 있다. 대표적으로 휴머노이드 로봇(humanoid robot)의 인간과 같이 직립보행이 가능한 이족보행로봇을 예로 들 수 있다.

Vucobratovic이 이족보행 로봇의 모델링 연구[2]를 수행한 후에 모델링과 이론적 안정도 연구에 많은 대표적 연구들[3-6]이 있었다. 실제 휴머노이드나 이족보행 로봇 모델을 바탕으로 한 연구로는 Shih가 1996년에 소형 8자유도 80(cm) 이족보행 로봇을 발표하고[7], 1997년도에 최초의 휴머노이드 로봇인 주)혼다의 P3[8]를 기반으로 1998년에 Yamaguchi가 7자유도 키 140(cm) 이족보행 로봇[9], 2000년에 주)혼다에서 중형 휴머노이드 로봇 아시모[10], 2003년에 가와다에서 중형 휴머노이드 로봇 HRP[11], 2004년에 KAIST와 KIST에서 각각 중형 휴머노이드 휴보[12]와 마루, 한국해양대에서 중대형 휴머노이드 KUBIR[13], 2005년에 도요다 자동차에서 I-Foot[14], 그리고 2008년에 스페인에서 Beem-B[15] 등이 연구 개발되었다.

인간의 생활공간에서 문턱, 층계 및 경사면과 같은 복잡한 환경에서 인간을 위한 고중량물 이송과 같은 작업을 할 수 있는 성능을 구비하는 것은 이족보행로봇의 실용적인 면에서 중요한 성능이다. 하지만, 현재까지 개발된 이족보행로봇은 보행과 경량의 작업을 만을 이송할 수 있는 능력을 구비하여 고가의 로봇 가격에 비해 성능에서 많은 한계를 갖고 있어서 이는 시급히 해결해야 할 중요한 과제이다.



이족보행로봇의 고중량물 이송 성능 개선을 위해서는 로봇을 지탱하며 보행하거나 댈 수 있는 다리관절의 성능이 중요한 부분이다. 이는 각 관절 구동기의 토크 크기가 로봇의 성능을 좌우하게 된다. 최근 이족보행로봇의 관절 구동기 성능을 개선하기 위한 연구로 공압식 근육 관절의 개발 연구[16], 공압식 리니어 타입의 관절 구동기를 적용한 이족보행로봇의 연구[17] 그리고 볼나사를 이용하여 사절링크 형태의 관절 구동기를 적용한 이족보행로봇의 관한 연구[18][19] 등의 기구적 메커니즘에 관한 연구가 있으며, 로봇의 균형 제어를 통한 중력의 영향을 줄이는 연구[20], 도립진자 원리를 이용한 로봇 보행의 에너지 최소화 연구[21] 그리고 중력의 영향을 줄이는 보행에 관한 연구[22] 등의 로봇 모션 제어 알고리즘을 통한 관절의 부하를 줄이는 연구가 있었다. 또 논문과 같이 스프링을 활용한 연구로 수동 스프링과 댐퍼를 발에 사용하여 인간의 보행과 유사한 동작구현에 관한 연구[23][24], 스프링 적용에 따른 에너지 소비와 보행에 관한 연구[25] 그리고 발목 관절에 스프링 적용에 따른 보행시 에너지 소모를 줄이는 연구[26] 등이 있었다. 본 연구에서 적용한 중력보상기는 스프링을 이용하여 로봇 관절에 부하를 보상하며 모듈화 형태로 여러 관절에 적용이 가능하다.

본 논문은 이족보행로봇의 고중량물의 이송 성능 개선을 위해 로봇 관절의 부하를 감쇠시키는 중력보상기를 이족보행로봇에 적용하는 연구를 하였다. 앞선 연구의 중력보상기를 적용한 이족보행로봇의 최적 설계에 관한 연구[27]로 설계된 13 자유도의 이족보행로봇을 제작하고, 로봇의 제어시스템을 구축하였다. 중력보상기를 적용한 관절의 부하 특성을 분석하기 위해 실시간 전류 계측이 가능하도록 개발하였다. 보행시 부하가 가장 많이 걸리는 내·외전 운동하는 고관절과 무릎 관절에 중력보상기를 적용하여 로봇의 구동 실험을 통해 계측되는 전류 데이터를 바탕으로 중력보상기를 적용한 이족보행로봇의 특성 및 성능에 대한 연구하였다.

따라서 본 논문의 2장에서는 중력보상기의 구성과 중력보상기를 적용한 이족보행로봇의 기구부 구성에 대해 설명하였다. 3장에서는 이족보행로봇의 기구학 해석을 수행하여 구동에 따른 로봇 발의 말단좌표(end-position)를 유도하였다. 4장에서는 로봇을 구동하기 위해 구축한 제어시스템에 대해 설명하였다. 5장에서는 개발된 로봇의 보행 실험을 하여 각 관절에 구동 모터의 전류 계측하였으며 이를 통해 중력보상기가 적용된 관절의 부하 특성에 대해 분석하였다. 6장에서는 결론 및 향후 연구 방향에 대해 논의하였다.

## 제 2 장 중력보상기 적용한 이족보행로봇의 기구부 구성

### 2.1 중력보상기 구성 및 역학 해석

#### 2.1.1 중력보상기 구성

본 연구에서 제안하는 중력보상기(gravity compensator)는 Fig. 2.1과 같이 고정판, 회전판, 스프링 압축돌기, 및 압축스프링 등으로 구성된다. 압축스프링의 압축변위에 따른 복원력을 이용하여 구동 시 요구되는 부하토크를 감쇄시켜 줌으로써 구동기에서 발생시켜야 할 구동토크를 줄여주는 효과를 얻을 수 있게 된다. 결과적으로 압축스프링의 복원력으로 발생하는 보상력 만큼 관절 구동기의 성능이 향상된다.

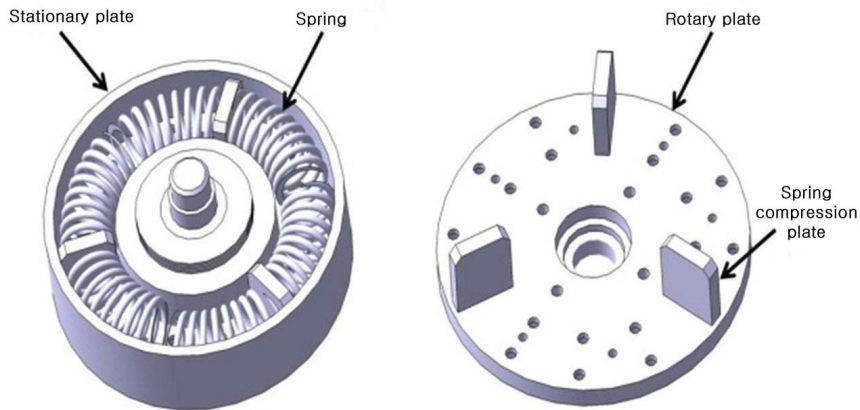


Fig. 2.1 Structure of gravity compensator

중력보상기는 모듈로 구성되어 Fig. 2.2와 같이 모터와 하모닉 드라이브(harmonic drive)와 같은 감속기와 결합하여 로봇의 관절 구동기로 적용될 수 있는 구조이다.

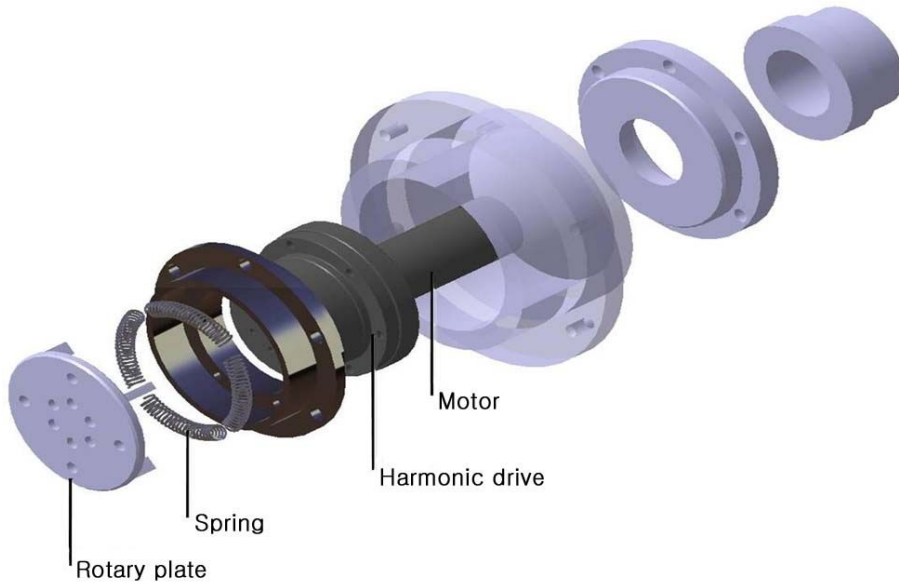


Fig. 2.2 Joint actuator with gravity compensator

### 2.1.2 중력보상기의 역학 해석



중력보상기의 회전판에 연결된 링크에 중력으로 인하여 관절 구동기에 가해지는 부하토크와 중력보상기 내의 스프링의 압축으로 발생하는 반발 모멘트 간의 관계식은 다음과 같이 표현된다.

$$T_m = M_p - M_s \quad (2.1.1)$$

여기서  $T_m$ 는 구동모터의 출력 토크이고  $M_p$ 는 로봇 관절의 중력 하중으로 인하여 로봇의 관절 구동기의 구동모터에 걸리는 모멘트이고  $M_s$ 는 스프링의 압축으로 인해 발생한 반발 모멘트로 이의 차는 관절 구동기의 구동모터에 대한 부하로 표현된다. 식 (2.2.1)을 구체적으로 살펴보면 다음과 같다.

Fig. 2.3에서 중력부하로 인하여 로봇 링크가 회전하여 스프링을 압축하면 스프링을 압축한 각도의 양  $\theta_s$ 에 비례하여 스프링의 반발력  $F_s$ 가 발생한다.

$$F_s = nk\theta_s \frac{D}{2} \quad (2.1.2)$$

여기서  $\theta_s$ 는 고정판의 원주 홈을 따라 설치한 압축스프링의 회전 압축각을 나타내며  $D$ 는 회전축으로부터의 스프링 유효직경을,  $n$ 은 압축 스프링의 개수이다.

스프링 반발력은 다음의 모멘트 식으로 중력으로 발생하는 부하토크를 감소 시키는 역할을 한다.

$$M_s = \frac{DF_s}{2} = nk \frac{\theta_s D^2}{4} \quad (2.1.3)$$

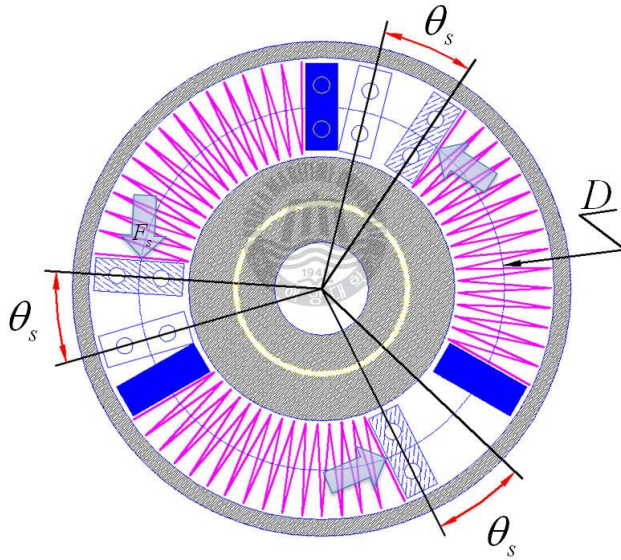


Fig. 2.3 Structure of gravity compensator

Fig. 2.4는 로봇의 링크와 중력보상기 사이의 역학 구조를 나타내는 것이다. 로봇 관절의 중력하중  $P$ 로 인하여 로봇의 관절 구동기에 걸리는 모멘트는 다음과 같다.

$$M_p = PL\sin\theta_s \quad (2.1.4)$$

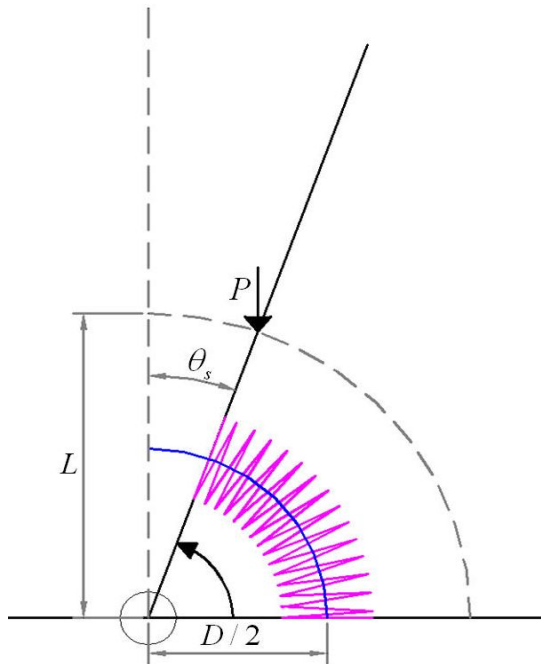


Fig. 2.4 Force/torque relation of gravity compensator

여기서  $L$  은 부하가 걸리는 로봇 링크와 거리이다.



## 2.2 이족보행로봇의 기구부 구성

### 2.2.1 전체 시스템 구성

본 연구에서 개발한 로봇의 이름은 KUBIR 4(Korea maritime University Biped Intelligent Robot 4th)이다. 중력보상기를 적용한 KUBIR 4의 전체 시스템 구성은 Table 2.1과 Table 2.2와 같다. 전체 로봇의 신장은 91cm, 몸무게는 62kg이다. Fig. 2.5와 같이 허리 관절 1 자유도와 다리 관절 각각 6 자유도의 총 13 자유도를 갖는 이족보행로봇이다. 허리의 1자유도는 로봇의 보행 및 하중의 부하에 대한 무게 중심을 제어하는 역할을 담당하고 있다. 다리의 6자유도는 요-롤-피치-피치-피치-롤의 구조로 되어 있어 인간과 유사한 보행을 할 수 있는 구조로 설계 제작하였다.

Table 2.1 Specification of robot

Height	91 [cm]	
Weight	62 [kg]	
Actuator	Waist	DC Servo motor + Harmonic speed reducer
	Leg	DC Servo motor + Harmonic speed reducer

Table 2.2 Degree of freedom of robot

Waist	1 DOF	
Leg	Left	6 DOF (coxa 3 + knee 1 + ankle 2)
	Right	6 DOF (coxa 3 + knee 1 + ankle 2)
Total	13 DOF	

Fig. 2.5과 같이 다리의 12자유도 중 피치(pitch) 운동을 하는 6개의 관절과 고관절과 발목관절에서 롤(roll) 운동을 하는 관절 구동기에 고안한 중력보상기를 총 10 개의 관절에 적용하였다.

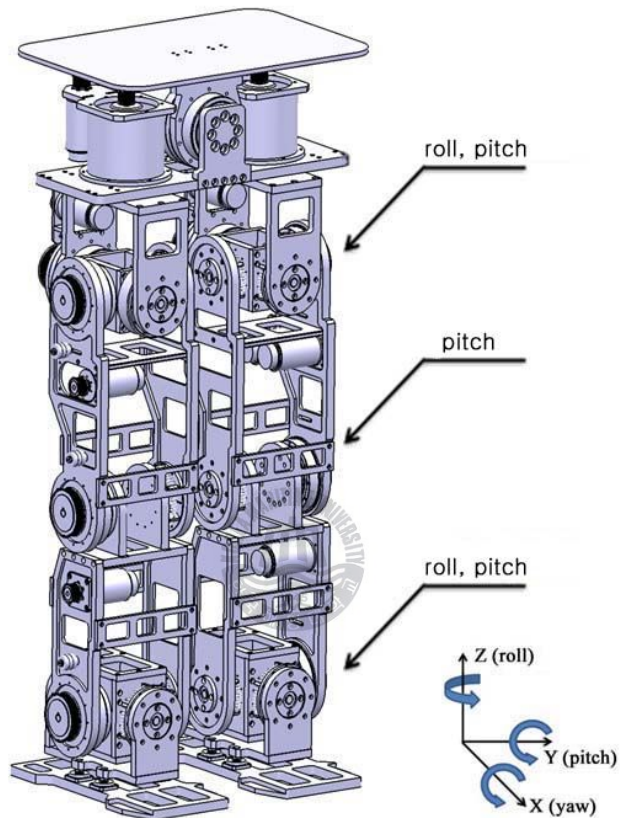


Fig. 2.5 Joint structure with gravity compensator

완성된 로봇의 형태는 Fig. 2.6과 같다. 로봇에 제어시스템을 탑재하였으며 상체의 무게를 추가할 수 있도록 하였다.



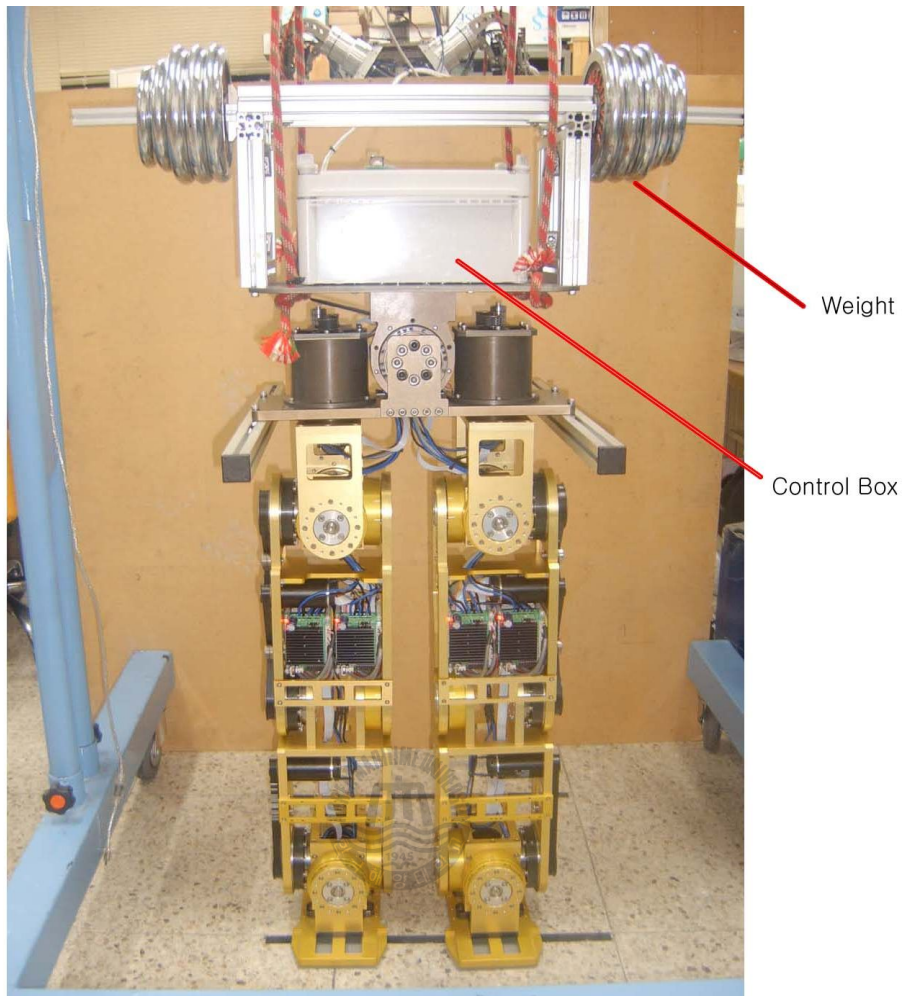


Fig. 2.6 Photograph of KUBIR 4

### 2.2.2 관절 기구부 구성

KUBIR 4의 허리 관절은 Fig. 2.7과 같이 모터와 감속비가 120 : 1 로 직결 연결된 구조로 1 자유도를 갖는다. 운동범위로는 좌우로 각각  $12^{\circ}$  로 로봇 보행 시 안정적 보행을 가능하게 한다.



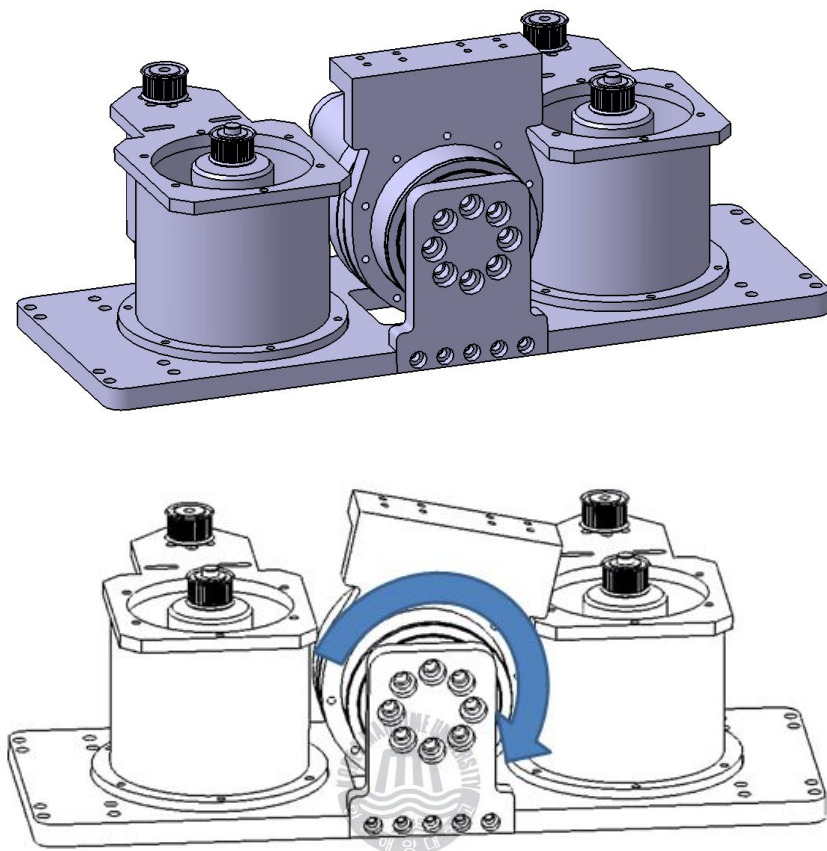


Fig. 2.7 3D model of the waist joint actuator

고관절(coxa joint)은 보행 시 로봇의 무게 중심이동과 방향전환에 영향을 미치는 중요한 관절이다. 고관절은 Fig. 2.8과 같이 양쪽 다리의 요(yaw) 운동, 롤(roll) 운동, 피치(pitch) 운동으로 각 3 자유도로 구성하였다.

Fig. 2.9에서처럼 요 운동은 로봇 허벅지의 회전을 담당하고 운동범위는 양방향으로 각각  $45^\circ$  씩 갖고, 롤 운동은 보행 시 로봇 허벅지의 좌우 균형을 담당하며 운동범위는 밖으로  $50^\circ$ , 안으로  $20^\circ$ , 그리고 피치 운동은 로봇 허벅지의 상하 운동을 담당하며 운동범위는 앞으로  $30^\circ$ , 뒤로  $20^\circ$ 를 갖는다.

고관절에 적용한 중력보상기의 배치는 Fig. 2.10과 같다.

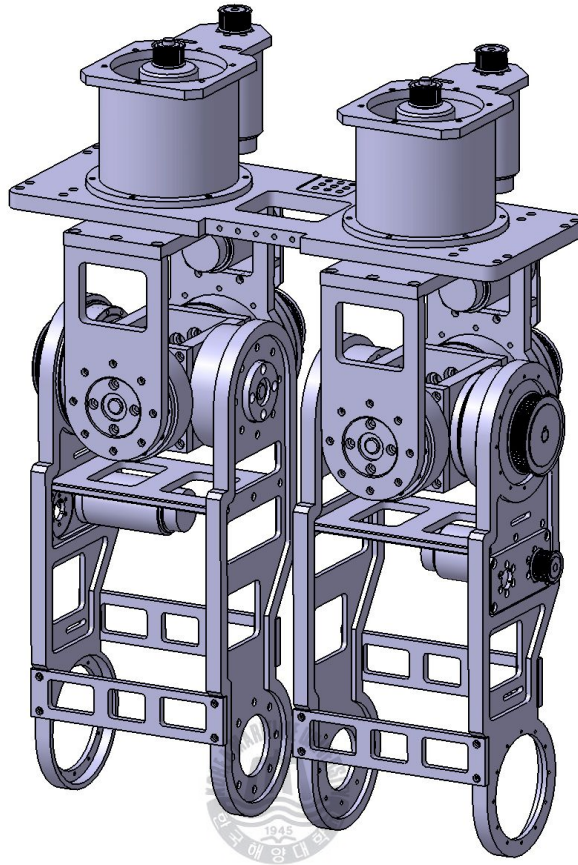


Fig. 2.8 3D model of the coxa joint

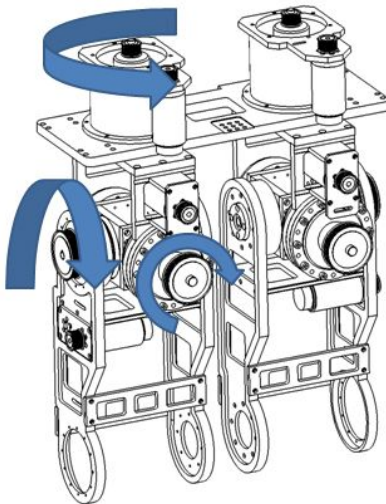


Fig. 2.9 Rotation range of the coxa joint

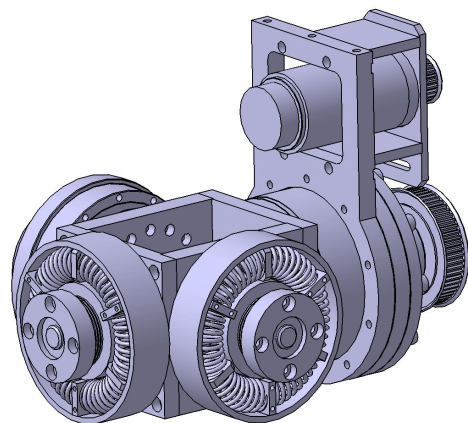


Fig. 2.10 Gravity compensator of the coxa joint

로봇의 다리구조는 고관절을 제외하면 무릎관절 그리고 발목관절로 이루어져 있다. 무릎관절은 Fig. 2.11과 같고, Fig. 2.12는 뒤로 120°의 운동범위를 갖는다. 무릎 관절에 적용된 중력보상기의 배치는 Fig. 2.13과 같다.

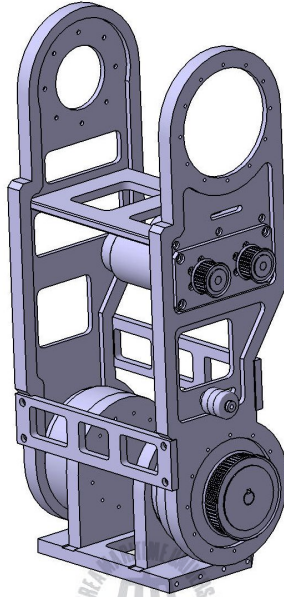


Fig. 2.11 3D model of the knee

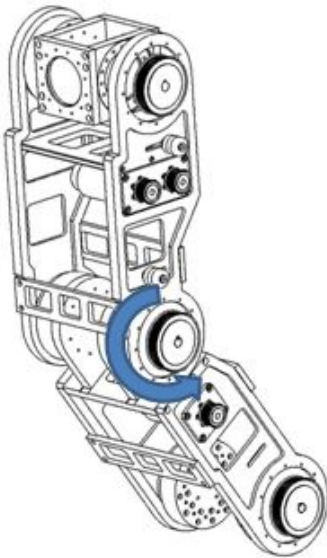


Fig. 2.12 Rotation range of the knee pitch joint

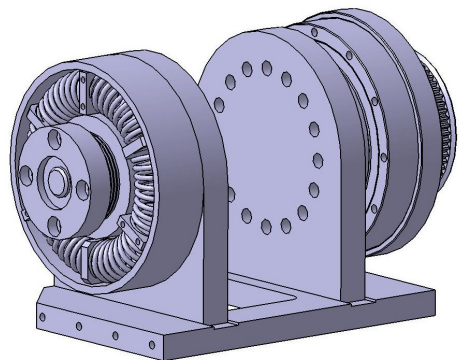


Fig. 2.13 Gravity compensator of the knee joint

발목관절은 Fig. 2.14와 같고, 롤, 피치 운동으로 로봇보행 시 로봇 전체균형을 담당하는 역할을 한다. Fig. 2.15는 앞으로 60°, 뒤로 60°, 좌우로 각각 15°의 운동범위를 나타내고 있다. 발목 관절에 적용한 중력보상기의 배치는 Fig. 2.16과 같다.

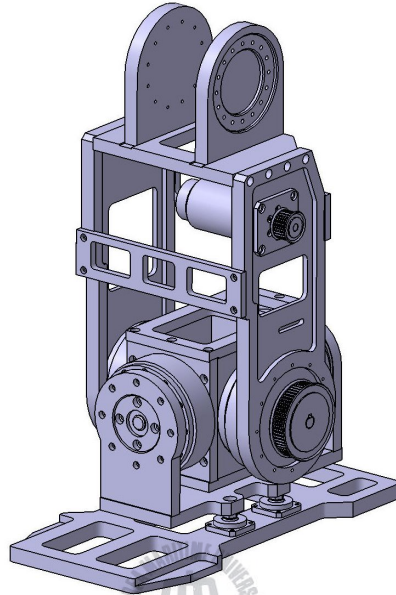


Fig. 2.14 3D model of the ankle

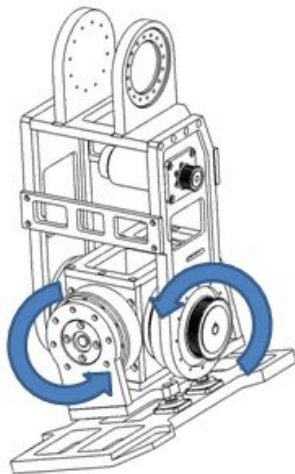


Fig. 2.15 Rotation range of the ankle pitch joint

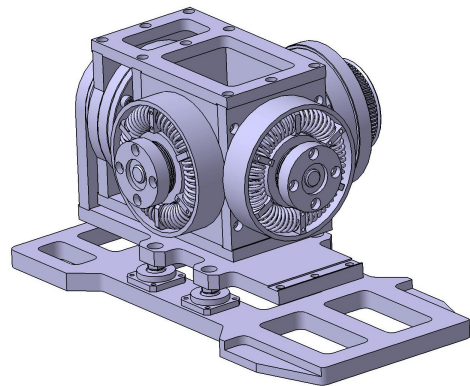


Fig. 2.16 Gravity compensator of the ankle joint

### 2.2.3 관절 구동기 사양

KUBIR 4의 관절 구동기 사양은 Table 2.3와 같다.

Table 2.3 Specification of the joint actuator for leg part

i	Joint	Motion	Motor [W]	Pulley Ratio	Harmonic Ratio	Harmonic Drive	G.C.
0	Waist	roll	150	-	120 : 1	CSG-25-120-2UJ	X
1	Coxa-1	yaw	150	1 : 1	120 : 1	CSG-17-120-2UJ	X
2	Coxa-2	roll	150	2.5 : 1	120 : 1	CSG-25-120-2UJ	O
3	Coxa-3	pitch	150	2.5 : 1	160 : 1	SHF-20-160-2UJ	O
4	Knee	pitch	150	2.5 : 1	160 : 1	SHF-20-160-2UJ	O
5	Ankle-1	pitch	150	2.5 : 1	160 : 1	SHF-20-160-2UJ	O
6	Ankle-2	roll	150	-	160 : 1	CSF-20B-160-J6	O

로봇의 보행 시 상대적으로 부하토크가 적은 관절인 허리관절과 기구부 구조상 복잡한 구성을 피하고 단순화하기 위해 발목관절-2의 경우 구동 모터와 하모닉드라이브의 직결 구조로 타이밍 풀리를 적용하지 않았다.

고관절-1의 경우 요 운동을 담당하는 관절로 다리관절 중 가장 작은 부하토크를 받는 관절이다. 따라서 풀리비는 1 : 1로 설계상 구조적인 편의를 위해 타이밍 풀리로 동력을 전달하게 구성하였다. 하모닉드라이브의 경우 적용 관절 중 가장 작은 토크 용량인 모델(CSG-17)로 선정하였다.

또한 고관절-2의 경우 로봇 보행 시 관절의 운동범위가  $10^\circ$  이내로 상대적으로 작은 운동범위를 갖는 반면 부하토크의 용량이 큰 관절이므로 하모닉드라이브의 감속비는 120 : 1에 풀리비를 2.5 : 1로 다른 관절에 비해 낮으나, 토크 용량이 큰 모델(CSG-25)로 선정하였다.

## 제 3 장 중력보상기 적용한 이족보행로봇의 기구학 해석

로봇의 안정된 보행 및 제어를 위해서는 로봇 관절에 대해 기구학(kinematics) 해석이 필요하다. 본 논문에서는 허리 관절을 제외하여 로봇 다리 관절에 대하여 로봇 기구학 해석으로 많이 사용하는 D-H(Denavit-Hartenberg) 규약[1]을 통해 기구학적 해석을 하였다.

로봇의 다리 고관절 사이를 기준 좌표로 하여 다리를 6축 매니퓰레이터(manipulator)로 적용하였고, 발바닥을 말단장치(end effector)로 설정하여 다리 6축에 대해 기구학 해석하여 로봇 전체시스템의 기구학 호환이 가능하게 해석하였다.

### 3.1 D-H 규약을 통한 기구학 해석



로봇의 기구학을 해석하기 위해서는 각 링크의 좌표계를 체계적으로 선택할 수 있어야 한다. 그래서 기구학에서 사용하는 동차변환(homogeneous transform)을 이용하면 간편하다. 로봇의 각 관절에 각도가 주어 졌을 때 말단장치의 위치와 방향을 결정하기 위한 이족보행로봇의 순기구학 방정식은 보편적으로 많이 사용하는 좌표계 선정방법이 Denavit-Hartenberg 규약 또는 D-H 규약이다.

좌표계 설정시 Denavit-Hartenberg 규약은 다음과 같다.

(D-H 1)  $x_1$  축은  $z_0$  축과 수직이다.

(D-H 2)  $x_1$  축은  $z_0$  축과 만난다.

D-H 규약은 4개의 기본 변환 행렬의 곱으로 각 관절의 동차 변환 행렬 다음과 같이  $A_i$ 로 표현한다.



$$A_i = Rot_{z, \theta_i} Trans_{z, d_i} Trans_{x, \alpha_i} Rot_{x, \alpha_i}$$

$$= \begin{pmatrix} C_{\theta_i} & -S_{\theta_i} & 0 & 0 \\ S_{\theta_i} & C_{\theta_i} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C_{\alpha_i} & -S_{\alpha_i} & 0 \\ 0 & S_{\alpha_i} & C_{\alpha_i} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i \cdot \cos\alpha_i & \sin\theta_i \cdot \sin\alpha_i & a_i \cdot \cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i \cdot \cos\alpha_i & -\cos\theta_i \cdot \sin\alpha_i & a_i \cdot \sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.1.1)$$

여기서  $a_i$ ,  $\alpha_i$ ,  $d_i$ ,  $\theta_i$ 는 링크  $i$ 와 관절  $i$ 의 4개의 파라미터(parameter)이다. 이 파라미터들은 일반적으로  $a_i$ 는 길이(length),  $\alpha_i$ 는 비틀림(twist),  $d_i$ 는 오프셋(offset),  $\theta_i$ 는 각도(angle)로 불린다. 행렬  $A_i$ 는 단일변수의 함수이기 때문에 위의 4개의 파라미터 중 3개는 상수이고 1개만이 변수이다. 즉, 회전관절에서는  $\theta_i$ 가, 직선관절에서는  $d_i$ 가 관절변수이다.

DH 규약을 바탕으로 좌표계 설정은 다음과 같이 하였으며 설정 결과는 Fig. 3.1과 같다.

### 1. 관절축 $Z_i$ 축을 설정

$Z_i$  축의 방향은 각 관절 모터의 정방향 구동시 관절의 회전 방향을 바탕으로 설정하였다.

### 2. 기준 좌표계 선정

두 다리의 고관절 사이에 중간점을 기준 좌표계 원점으로 로봇이 앞으로 나아가는 방향으로  $Z_0$  축 방향으로 하였다. 또 로봇의 윗 방향으로  $Y_0$  축 방향으로 하여 오른손 좌표계가 되도록  $X_0$  축 방향을 설정하였다.

### 3. 링크 1~6까지 좌표계 설정

영점  $0_i$ 와  $X_i$  축 선정을 다음과 같이 하였다.  $Y_i$  축은 오른손 좌표계가 되도록 선정하였다.

- ① 링크 1 :  $Z_0$  축과  $Z_1$  축의 공통법선이면서  $Z_1$  축과 만나는 점을  $0_1$ 으로 선정하고  $Z_0$  축과  $Z_1$  축의 공통법선이면서 영점  $0_1$ 를 지나는 직선을  $X_1$ 로 선정
- ② 링크 2 :  $Z_1$  축과  $Z_2$  축이 만나는 점을  $0_2$ 으로 선정하고  $Z_1 - Z_2$  평면에 수직한 직선을  $X_2$ 로 선정
- ③ 링크 3 :  $Z_2$  축과  $Z_3$  축이 만나는 점을  $0_3$ 으로 선정하고  $Z_2 - Z_3$  평면에 수직한 직선을  $X_3$ 으로 선정
- ④ 링크 4 :  $Z_3$  축과  $Z_4$  축의 공통법선이면서  $Z_4$  축과 만나는 점을  $0_4$ 으로 선정하고  $Z_3$  축과  $Z_4$  축의 공통법선이면서 영점  $0_4$ 를 지나는 직선을  $X_4$ 로 선정
- ⑤ 링크 5 :  $Z_4$  축과  $Z_5$  축의 공통법선이면서  $Z_5$  축과 만나는 점을  $0_5$ 으로 선정하고  $Z_4$  축과  $Z_5$  축의 공통법선이면서 영점  $0_5$ 를 지나는 직선을  $X_5$ 로 선정
- ⑥ 링크 6 :  $Z_5$  축과  $Z_6$  축이 만나는 점을  $0_6$ 으로 선정하고  $Z_5 - Z_6$  평면에 수직한 직선을  $X_6$ 으로 선정

#### 4. 말단 좌표계 설정(Link-7)

$X_6$  축을 따라서 바닥과 만나는 점을 영점  $0_7$  선정하여  $X_7$   $Y_7$   $Z_7$  축은 링크 6과 동일하게 선정하였다.





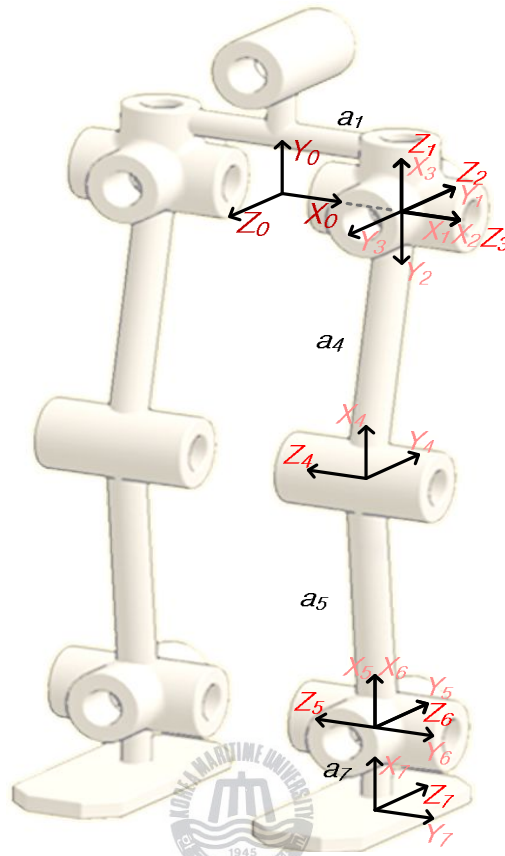


Fig. 3.1 D-H coordinates for KUBIR 4

좌표계 설정을 바탕으로  $a_i$ ,  $\alpha_i$ ,  $d_i$ ,  $\theta_i$ 의 파라미터는 다음과 같은 방법으로 구하여 결과값은 Table 3.1와 같다.

1.  $a_i$  =  $X_i$  축을 따라서,  $0_i$ 에서  $X_i$  축과  $Z_{i-1}$  축의 교점까지의 거리
2.  $d_i$  =  $Z_{i-1}$  축을 따라서,  $0_{i-1}$ 에서  $X_i$  축과  $Z_{i-1}$  축의 교점까지의 거리  
(여기서 관절  $i$ 가 직선관절이면  $d_i$ 는 변수가 되지만 본 로봇에서는 회전 관절만 구성 되어 있다.)
3.  $\alpha_i$  =  $X_i$  축을 중심으로 측정된  $Z_{i-1}$ 에서  $Z_i$  사이의 각도
4.  $\theta_i$  =  $Z_{i-1}$  축을 중심으로 측정된  $X_{i-1}$ 에서  $X_i$  사이의 각도  
(여기서 로봇의 관절은 회전 관절로 구성되어 있으므로  $\theta_i$ 를 제외하고 모두 변수이다.)

Table 3.1 Link parameter for KUBIR 4

Link	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$\theta_i$
1	$a_1$	$-\pi/2$	$0$	$0$
2	$0$	$-\pi/2$	$0$	$\theta_2^*$
3	$0$	$-\pi/2$	$0$	$\theta_3^* - \pi/2$
4	$a_4$	$\pi$	$0$	$\theta_4^*$
5	$a_5$	$0$	$0$	$\theta_5^*$
6	$0$	$-\pi/2$	$0$	$\theta_6^*$
7	$a_7$	$0$	$0$	$\theta_7^*$

여기서  $a_1, a_4, a_5, a_7$ 의 실제 값은  $a_1 = 106, a_4 = -267.067, a_5 = -260, a_7 = -88$  (mm) 이며 계산상 편의를 위해  $a_1, a_4, a_5, a_7$ 으로 두고 계산하였다.

Table 3.1의 파라미터를 바탕으로 각 링크의 변환행렬  $A$  행렬을 구하면 다음과 같다.

$$A_1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & a_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad A_2 = \begin{pmatrix} \cos\theta_2 & 0 & -\sin\theta_2 & 0 \\ \sin\theta_2 & 0 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & -1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad A_3 = \begin{pmatrix} \sin\theta_3 & 0 & \cos\theta_3 & 0 \\ -\cos\theta_3 & 0 & \sin\theta_3 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$A_4 = \begin{pmatrix} \cos\theta_4 & \sin\theta_4 & 0 & a_4 \cdot \cos\theta_4 \\ \sin\theta_4 & -\cos\theta_4 & 0 & a_4 \cdot \sin\theta_4 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad A_5 = \begin{pmatrix} \cos\theta_5 & \sin\theta_5 & 0 & a_5 \cdot \cos\theta_5 \\ \sin\theta_5 & -\cos\theta_5 & 0 & a_5 \cdot \sin\theta_5 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$A_6 = \begin{pmatrix} \cos\theta_6 & 0 & -\sin\theta_6 & 0 \\ \sin\theta_6 & 0 & \cos\theta_6 & 0 \\ 0 & -1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad A_7 = \begin{pmatrix} \cos\theta_7 & \sin\theta_7 & 0 & a_7 \cdot \cos\theta_7 \\ \sin\theta_7 & -\cos\theta_7 & 0 & a_7 \cdot \sin\theta_7 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.1.2)$$

따라서 로봇 다리 관절의 말단 좌표에 대한 변환행렬  $T$ 는 다음과 같이 주어진다.

$$T_{0,leg}^7 = A_1 A_2 A_3 A_4 A_5 A_6 A_7 = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & P_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & P_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.1.3)$$

여기서 기준좌표계 기준으로 한 로봇 다리의 말단 좌표는 다음과 같다.

$$\begin{aligned} P_x &= a1 - a7 \cdot \cos(\theta7) \cdot [\cos(\theta6) \cdot [\cos(\theta5) \cdot (\sin(\theta2) \cdot \sin(\theta4) + \cos(\theta2) \cdot \cos(\theta4) \cdot \sin(\theta3)) \\ &\quad - \sin(\theta5) \cdot (\cos(\theta4) \cdot \sin(\theta2) - \cos(\theta2) \cdot \sin(\theta3) \cdot \sin(\theta4))] - \sin(\theta6) \cdot [\cos(\theta5) \cdot (\cos(\theta4) \cdot \sin(\theta2) \\ &\quad - \cos(\theta2) \cdot \sin(\theta3) \cdot \sin(\theta4)) + \sin(\theta5) \cdot (\sin(\theta2) \cdot \sin(\theta4) + \cos(\theta2) \cdot \cos(\theta4) \cdot \sin(\theta3))] \\ &\quad - a4 \cdot \sin(\theta2) \cdot \sin(\theta4) - a5 \cdot \cos(\theta5) \cdot (\sin(\theta2) \cdot \sin(\theta4) + \cos(\theta2) \cdot \cos(\theta4) \cdot \sin(\theta3)) \\ &\quad + a5 \cdot \sin(\theta5) \cdot (\cos(\theta4) \cdot \sin(\theta2) - \cos(\theta2) \cdot \sin(\theta3) \cdot \sin(\theta4)) - a4 \cdot \cos(\theta2) \cdot \cos(\theta4) \cdot \sin(\theta3) \\ &\quad - a7 \cdot \cos(\theta2) \cdot \cos(\theta3) \cdot \sin(\theta7) \\ P_y &= a7 \cdot \sin(\theta3) \cdot \sin(\theta7) - a4 \cdot \cos(\theta3) \cdot \cos(\theta4) - a7 \cdot \cos(\theta7) \cdot [\cos(\theta6) \cdot (\cos(\theta3) \cdot \cos(\theta4) \cdot \cos(\theta5) \\ &\quad + \cos(\theta3) \cdot \sin(\theta4) \cdot \sin(\theta5)) - \sin(\theta6) \cdot (\cos(\theta3) \cdot \cos(\theta4) \cdot \sin(\theta5) - \cos(\theta3) \cdot \cos(\theta5) \cdot \sin(\theta4))] \\ &\quad - a5 \cdot \cos(\theta3) \cdot \cos(\theta4) \cdot \cos(\theta5) - a5 \cdot \cos(\theta3) \cdot \sin(\theta4) \cdot \sin(\theta5) \\ P_z &= a5 \cdot \sin(\theta5) \cdot (\cos(\theta2) \cdot \cos(\theta4) + \sin(\theta2) \cdot \sin(\theta3) \cdot \sin(\theta4)) - a4 \cdot \cos(\theta2) \cdot \sin(\theta4) \\ &\quad - a5 \cdot \cos(\theta5) \cdot (\cos(\theta2) \cdot \sin(\theta4) - \cos(\theta4) \cdot \sin(\theta2) \cdot \sin(\theta3)) \\ &\quad - a7 \cdot \cos(\theta7) \cdot [\cos(\theta6) \cdot [\cos(\theta5) \cdot (\cos(\theta2) \cdot \sin(\theta4) - \cos(\theta4) \cdot \sin(\theta2) \cdot \sin(\theta3)) \\ &\quad - \sin(\theta5) \cdot (\cos(\theta2) \cdot \cos(\theta4) + \sin(\theta2) \cdot \sin(\theta3) \cdot \sin(\theta4))] - \sin(\theta6) \cdot [\cos(\theta5) \cdot (\cos(\theta2) \cdot \cos(\theta4) \\ &\quad + \sin(\theta2) \cdot \sin(\theta3) \cdot \sin(\theta4)) + \sin(\theta5) \cdot (\cos(\theta2) \cdot \sin(\theta4) - \cos(\theta4) \cdot \sin(\theta2) \cdot \sin(\theta3))] \\ &\quad + a4 \cdot \cos(\theta4) \cdot \sin(\theta2) \cdot \sin(\theta3) + a7 \cdot \cos(\theta3) \cdot \sin(\theta2) \cdot \sin(\theta7) \end{aligned} \quad (3.1.4)$$

식(3.1.4)는 MathCad를 이용하여 추출한 결과값이다. 또한 Fig. 3.2와 같이 Mathcad를 이용하여 샘플 각도 값을 적용하여 말단 좌표식(3.1.4)을 확인하였다. 또한 이를 로봇 모션 프로그램에 적용하여 로봇의 말단 좌표를 표시하도록 하였다.

$$A_{\text{base}}(a, \alpha, d, \theta) = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta)\cos(\alpha) & \sin(\theta)\sin(\alpha) & a\cos(\theta) \\ \sin(\theta) & \cos(\theta)\cos(\alpha) & -\cos(\theta)\sin(\alpha) & a\sin(\theta) \\ 0 & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$T7(\theta2, \theta3, \theta4, \theta5, \theta6, \theta7) = A\left(a_1, \frac{-\pi}{2}, 0, 0\right)A\left(0, \frac{-\pi}{2}, 0, \theta2\right)A\left(0, \frac{-\pi}{2}, 0, \theta3 + \frac{-\pi}{2}\right)A(-a_4, \pi, 0, \theta4)A(-a_5, 0, 0, \theta5)A\left(0, \frac{-\pi}{2}, 0, \theta6\right)A(-a_7, 0, 0, \theta7)$$

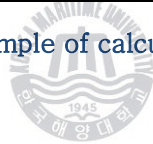
$$T7(0, 0, 0, 0, 0, 0) = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 & a_1 \\ 1 & 0 & 0 & -a_4 - a_5 - a_7 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad T7\left(0, \frac{\pi}{2}, 0, 0, 0, 0\right) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & a_1 - a_4 - a_5 - a_7 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$T7\left(\pi, \frac{\pi}{2}, 0, 0, 0, 0\right) = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 0 & a_1 + a_4 + a_5 + a_7 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad T7\left(0, 0, \frac{\pi}{2}, 0, 0, 0\right) = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 & a_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & -a_4 - a_5 - a_7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$T7\left(\pi, \frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}, 0, 0, 0\right) = \begin{pmatrix} 0 & 0 & -1 & a_1 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & a_4 + a_5 + a_7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad T7\left(0, 0, 0, \frac{\pi}{2}, 0, 0\right) = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 & a_1 \\ 0 & 0 & -1 & -a_4 \\ -1 & 0 & 0 & a_5 + a_7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$T7\left(0, 0, 0, 0, \frac{\pi}{2}, 0\right) = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 & a_1 \\ 0 & 0 & -1 & -a_4 - a_5 \\ -1 & 0 & 0 & a_7 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad T7\left(0, 0, 0, 0, 0, \frac{\pi}{2}\right) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & a_1 - a_7 \\ 0 & -1 & 0 & -a_4 - a_5 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Fig. 3.2 Mathcad example of calculating the end position



## 제 4 장 중력보상기 적용한 이족보행로봇의

### 제어시스템 구성

로봇을 제어하기 위해서는 로봇에 맞는 제어시스템이 필요하다. 본 연구에서는 KUBIR 4를 구동하기 위한 요소만으로 제어시스템을 구성하였다. 로봇에 적용한 중력보상기의 성능을 평가하기 위해 전류 측정이 가능한 모터 모션 컨트롤러를 새롭게 개발하였으며, 로봇의 모션을 구성하고 관절에 걸리는 부하를 알 수 있는 전류량을 실시간으로 그래프로 표시가 가능한 로봇 모션 프로그램을 개발하였다.

#### 4.1 전체 시스템 구성

KUBIR 4을 제어 하기 위한 전체 시스템 구성은 Fig. 4.1과 같으며, 호스트 PC의 로봇 모션 프로그램, 마스터 컨트롤러와 각각의 모터 모션 컨트롤러로 구성되어 로봇을 구동한다. KUBIR 4의 전원은 DC 24V의 단일 전원으로 구성하였다.

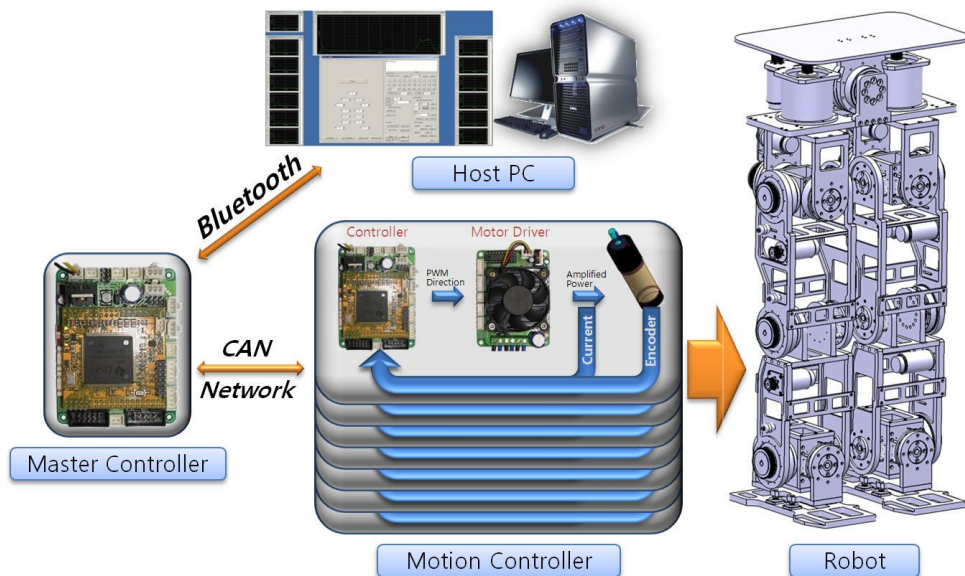


Fig. 4.1 Overall control system of KUBIR 4

로봇의 모션 제어는 중앙 모션 제어가 아닌 분산 모션 제어 방식으로 하였다. 호스트 PC의 로봇 모션 프로그램에서 로봇의 모션에 대한 데이터를 블루투스(bluetooth) 무선 통신을 통해 마스터 컨트롤러에 보내고, 마스터는 CAN 네트워크를 통하여 각각의 모터 모션 컨트롤러에 데이터를 보낸다. 모션 데이터를 받은 모션 컨트롤러는 각 모터의 모션을 제어함으로써 로봇이 동작하게 된다.

호스트 PC는 본 연구에서 개발한 로봇 모션 프로그램 동작하기 위한 것이다. 실시간으로 전류 그래프를 표시가 가능하며 이를 위해서는 고사양의 컴퓨터가 요구된다. 로봇 모션 프로그램은 마스터 컨트롤러 양방향 통신을 하여 로봇의 동작 모션 데이터 및 각종 기능 명령을 보내고 마스터 컨트롤러에 보내고, 마스터 컨트롤러로부터 실시간으로 전류 데이터를 받아 전류 그래프를 표시하며 모션 컨트롤러 정보 및 에러에 대한 정보를 받아 메시지를 표시한다.

마스터 컨트롤러의 실질적인 역할은 호스트 PC의 로봇 모션 프로그램으로부터 받은 로봇 모션 정보를 받아 현재 로봇의 상황에 맞는 모션으로 변환하여 각각의 모션 컨트롤러에 데이터를 보내는 역할을 해야 한다. 하지만 본 연구에서는 로봇의 센서시스템이 없이 구성한 관계로 마스터 컨트롤러는 각각의 모션 컨트롤러에 모션 데이터 전송하고 전류 데이터 및 기타 정보에 대한 정보를 수신하고, 이를 로봇 모션 컨트롤러에 전송하는 중계기 역할을 한다.

모터 모션 컨트롤러는 Ti사의 TMS320F2812 모터 제어용 프로세서를 기반으로 한 제어 컨트롤러와 500W급 모터 드라이버로 구성되어 총 두 개의 DC 서보모터(servo motor)의 모션 제어를 한다. 또한 모터 드라이버에 전류 센서를 내장하여 모터의 전류 측정 및 제한을 한다. 제어 알고리즘은 PID와 사다리꼴 속도 프로파일의 경로 궤적 방식을 사용한다.

## 4.2 DC 모터 모션 컨트롤러

본 연구는 중력보상기를 적용한 이족보행로봇의 실험적 연구로 중력보상기의 성능 평가를 하기 위한 계측 장치 필요로 한다. 이를 위해 외부적으로 계측 장비를 통해 각각의 관절 구동 모터의 전류를 계측하여 관절에 걸리는 부하를 측정할 수 있는 있지만, 본 연구 이러한 번거로운 작업을 피하기 위해 모터 모션 컨트롤러에서 직접 전류를 계측할 수 있는 DC 모터 모션 컨트롤러를 개발하였다. Fig. 4.2는 본 연구에서 개발한 모션 컨트롤러의 시스템 구성 및 흐름을 나타낸다.

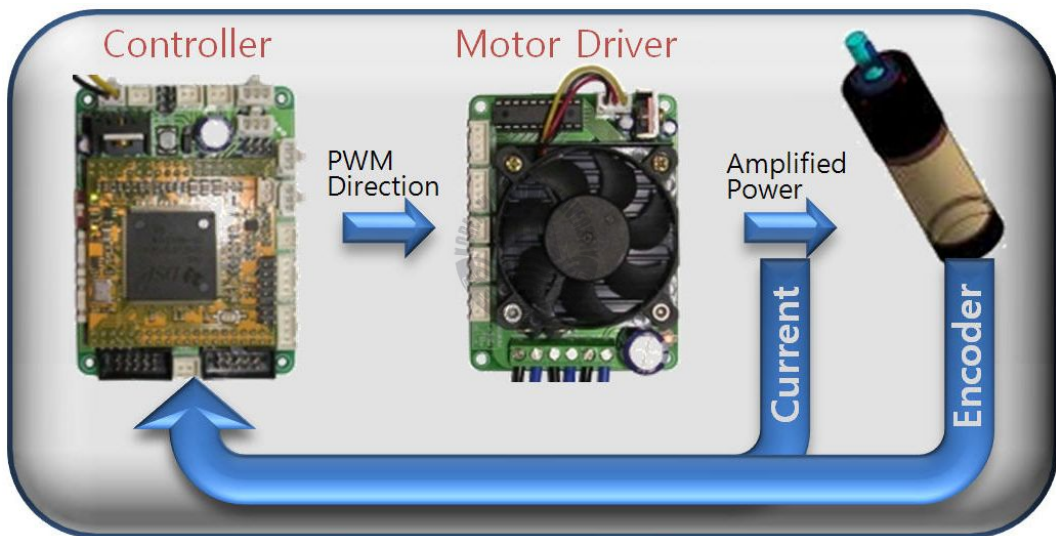


Fig. 4.2 DC motor motion control system

모터 모션 컨트롤러는 제어부와 파워 증폭부 두 부분으로 나뉜다. 제어부는 일반적으로 마이크로 프로세서로 구성되어 모터의 엔코더 신호를 받아 파워 증폭부에 보낼 PWM 및 모터 구동 방향 신호를 생성하는 역할을 한다. 파워 증폭부는 모터 드라이버를 말하며 제어부로부터 받은 PWM 및 방향 신호를 모터 구동 전원으로 신호를 증폭하여 모터의 전력을 공급한다.

본 연구에서 개발한 모션 컨트롤러의 제어부는 TI의 DSP TMS320F2812 모터 제어용 프로세서를 사용하였다. TMS320F2812는 32비트 CPU에 동작 클럭이 150MHz로 고성능 프로세서이다. 모터 엔코더 제어 모듈인 이벤트 매니저 2개를 내장하고 있어 2개의 DC 모터 제어가 가능하다. 또한 12개의 12비트 ADC(analog digital converter)와 다양한 통신 CAN 2.0B, SPI, SCI를 지원한다.

**Table 4.1**은 TMS320F2812를 이용하여 개발한 DSP 확장보드 사양이며 TMS320F2812의 기능을 최대한 활용할 수 있도록 설계 제작하였다. DSP 확장보드의 큰 특징은 전원 구성이다. 전원 공급을 최대 30V까지 가능하게 구성하여 모터 전원과 동일한 전원을 사용 가능하다. 이는 로봇의 전원을 단일 전원으로 구성이 가능하게 한다. 또 센서의 전원용으로 0.5% 오차를 갖는 5V 전압 출력을 구성하여 센서 측정의 정밀도를 올릴 수 있도록 하였다.

**Table 4.1 Specifications of DSP extension board**

Section	Details	Specification	Unit
Input	Supply Voltage	5 or 6.5~30	V
	Encoder	2	EA
	External Input	2	EA
	ADC	4	EA
	I/O(Including PWM I/O)	14	EA
Output	1A, 5V Power	2	EA
	0.5% accurate 5V power	4	EA
	PWM signal	6	EA
	I/O(Including PWM I/O)	14	EA
Communication	SCI	2	EA
	CAN Network bus line	2	EA



Table 4.2는 새롭게 개발한 모터 드라이버의 사양이다. 이번에 새롭게 개발한 모터 드라이버는 500W급으로 고성능 MOSFET를 사용하여 설계하였다. MOSFET의 온-오프 전용 칩인 Gate Driver를 사용하였다. 모터 제어 신호로 들어오는 PWM과 방향 신호를 MOSFET에 온-오프 신호로 변환하는 회로를 일반 게이트 칩 대신 PLD(programmable logic device)를 사용하여 회로를 간단하게 하였다. 이는 개발한 DC 모터 드라이버의 PLD의 내용을 수정함으로써 하나의 BLDC 모터도 구동이 가능하다.

모터의 구동 전류 측정을 위해 모터 드라이버에 최대 20A까지 측정이 가능한 전류 센서를 내장하였다. 모터 드라이버에서 계측되는 전류 값은 아날로그 신호로 출력되며, 이를 DSP TMS320F2812의 12비트 ADC로 받아 모터의 구동 전류를 측정할 수 있도록 하였다. 또한 측정되는 전류를 바탕으로 과전류 방지 기능도 구현하였다. 전류 측정의 기본 단위는 0.01A로 측정한다.

Table 4.2 Specifications of motor driver

Section	Details	Specification	Unit
Input	Supply voltage	10~30	V
	Power	500	W
	User programmable Input	8	EA
Output	Amplified Power(Motor)	2	EA
	20A max current analog Signal	2	EA
ETC	Dual DC Motor drive or One BLDC Motor Drive		
	Fan heat sink		

### 4.3 모션 제어 알고리즘

로봇을 원하는 경로에 따라 움직이게 하려면 적합한 경로 궤적을 설계하고 이를 따라서 각각의 관절 구동모터의 위치와 속도를 제어하는 것은 매우 중요하다. 본 연구에서는 중앙 제어시스템에서 모든 관절의 경로 궤적을 제어하는 형태가 아닌 각 관절 별로 경로 제어하는 분산 제어 방식으로 로봇을 구동한다. 이는 각 관절 별로 정해진 시간과 이동 목표점 데이터를 로봇 모션 프로그램으로부터 받아 이에 맞는 경로를 자체 생성하여 위치와 속도를 제어하는 형태이다.

본 논문에서는 Fig. 4.3과 같이 보편적인 사다리꼴 속도 프로파일의 경로 궤적 방식을 사용하여 이에 상응하는 속도 및 위치 제어를 함으로써 각 관절을 제어하였다. 또한 초기 속도값이 존재하는 방식으로 경로 추종 중에도 새로운 경로 궤적으로 변경이 가능한 방식이다. 속도 및 위치 제어 알고리즘으로는 일반적으로 많이 사용하는 PID 제어 알고리즘을 사용하였다.

모터 모션 컨트롤러에 Fig. 4.3과 같은 경로 궤적 방식을 적용하기 위해서는 위치 경로 궤적 함수가 필요하다. 본 연구에서 궤적 추적 루프 타임을 1000Hz, 즉 1ms로 하여 이동 경로 궤적을 추종하도록 하였다.

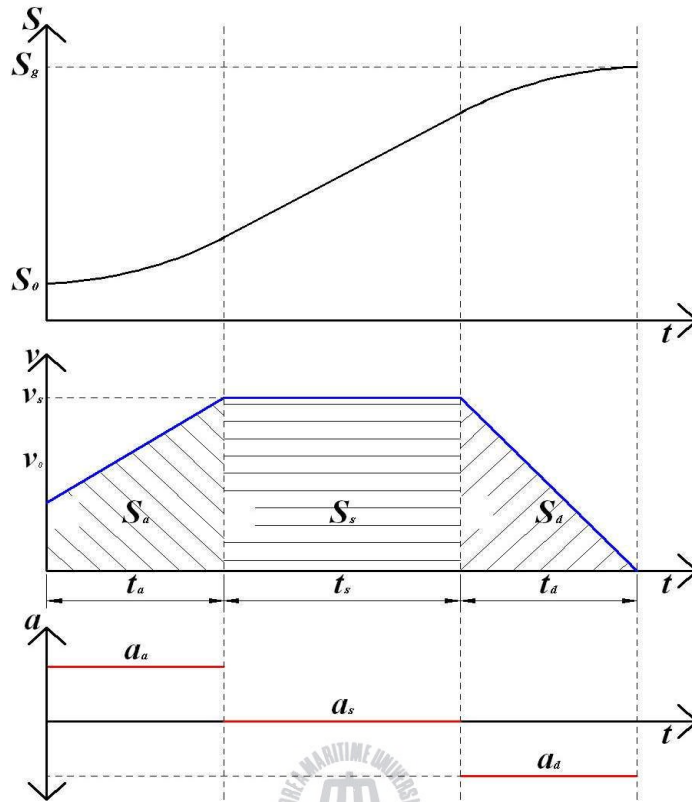


Fig. 4.3 Trapezoidal profile(position, velocity, acceleration)

Fig. 4.3의 변수들 정의는 다음과 같다.

$S_0$ : 초기 시작 위치,	$S_g$ : 최종 위치,	$S_t$ : 총 변위,
$S_a$ : 가속 기간 변위,	$S_s$ : 등속 기간 변위,	$S_d$ : 감속 기간 변위
$t_t$ : 총 제어 시간,	$t_a$ : 가속 시간,	$t_s$ : 등속 시간,
$t_d$ : 감속 시간,	$v_0$ : 초기 속도,	$v_s$ : 등속도
$a_a$ : 가속 기간 가속도,	$a_s$ : 등속 기간 가속도	$a_d$ : 감속 기간 가속도

최종 목표 위치  $S_g$ 와 총 제어 시간  $t_t$ 은 기본적으로 주어지는 위치 변경 명령에서 주어지는 값들이다. 또 초기 시작 위치  $S_0$ 와 속도  $v_0$ 는 현재 상태의 초기값들이다. 여기서 가감속 기간을 일정 비율적으로 정의하는 방법과 일정한 가감속도 정의하는 두가지 방법으로 위치 이동 궤적 함수를 생성할 수 있다. 본 연구에서는 가감속 시간을 일정 비율적으로 정의하는 방법으로 이동 궤적 함수를 정의하여 모션 컨트롤러에 적용하였다.

따라서 가속 시간  $t_a$ , 등속 시간  $t_s$ , 감속 시간  $t_d$ 는 총 제어 시간에 따라 비율적으로 정의된 값으로 나머지 변수들에 대해 구해 보면 다음과 같다.

$$S_a = \frac{v_s + v_0}{2} \cdot t_a, \quad S_a = v_s \cdot t_a, \quad S_a = \frac{v_s \cdot t_d}{2} \quad (4.3.1)$$

$$S_t = S_g - S_0 = S_a + S_s + S_d = \frac{v_s(t_a + 2t_s + t_d) + v_0 \cdot t_d}{2} \quad (4.3.2)$$

식(4.3.1)과 식(4.3.2)로부터 다음과 같이 등속도가 정의된다.

$$v_s = \frac{2S_t - v_0 \cdot t_d}{t_a + 2t_s + t_d} \quad (4.3.3)$$

식(4.3.3)으로 구한 등속도로 각 기간별 가속도를 구하면 다음과 같다.

$$a_a = \frac{v_s - v_0}{t_a}, \quad a_d = \frac{v_s}{t_d} \quad (4.3.4)$$

식(4.3.1)에서 식(4.3.4)의 식들을 통하여 이동 궤적 함수를 구하기 위한 필요한 변수는 모두 구하였다. 이를 바탕으로 각 기간 별 속도함수와 위치함수는 다음과 같다.

1. 가속 기간 :  $0 < t < t_a$

$$v(t) = v_0 + a_a \cdot t \quad (4.3.5)$$

$$S(t) = S_0 + \frac{v_0 + v(t)}{2} \cdot t = S_0 + \frac{2v_0 + a_a t}{2} \cdot t \quad (4.3.6)$$

2. 등속 기간 :  $t_a < t < (t_a + t_s)$

$$v(t) = v_s \quad (4.3.7)$$

$$S(t) = S_0 + S_a + v_s(t - t_a) \quad (4.3.8)$$

3. 감속 기간 :  $(t_a + t_s) < t < (t_a + t_s + t_d)$

$$v(t) = v_s - a_d(t - t_a - t_s) \quad (4.3.9)$$

$$S(t) = S_0 + S_a + S_s + \frac{v_s + v(t)}{2} \cdot t = S_0 + S_a + S_s + \frac{2v_s - a_d(t - t_a - t_s)}{2} \cdot t$$

$$\text{또는 } S(t) = S_g - \frac{a_d(t_t - t)^2}{2} \quad (4.3.10)$$

여기서 가속도가 상수이고 속도 함수가 모두 1차식 이하로 이전 속도  $v_p$ 와 현재 속도  $v_p$ 로 하여 다음과 같이 간단하게 정의 할 수 있다.

1. 가속 기간 :  $0 < t < t_a$

$$v_p = v_b + a_a \quad (4.3.11)$$

2. 등속 기간 :  $t_a < t < (t_a + t_s)$

$$v_p = v_s \quad (4.3.12)$$



3. 감속 기간 :  $(t_a + t_s) < t < (t_a + t_s + t_d)$

$$v_p = v_b - a_d \quad (4.3.13)$$

이전 위치  $S_b$ 와 현재 위치  $S_p$ 에 대해서는 가속 및 등속 기간 관계없이 다음 식으로 간단하게 정의된다.

$$S_p = S_b + \frac{v_b + v_p}{2} \quad (4.3.14)$$

본 연구에서 개발한 모터 모션 컨트롤러에 식(4.3.11)~(4.3.14)를 로봇 관절의 모터 모션 경로 궤적 알고리즘으로 적용하였다.

## 4.4 로봇 모션 컨트롤 프로그램

KUBIR 4의 모션을 제어하기 위해 개발한 로봇 모션 프로그램은 Fig. 4.4와 같다. Microsoft Visual .net의 MFC 프로그램을 이용하여 개발하였다. 로봇의 모션을 만들기 위한 다양한 편의성 기능을 추가하였으며 각 관절의 전류 상태를 실시간 그래프로 볼 수 있도록 하였다. 또한 향후 KUBIR 4의 상체 개발을 대비하여 총 34개 관절의 모션 제어 및 전류값 표시가 가능하도록 개발하였다.

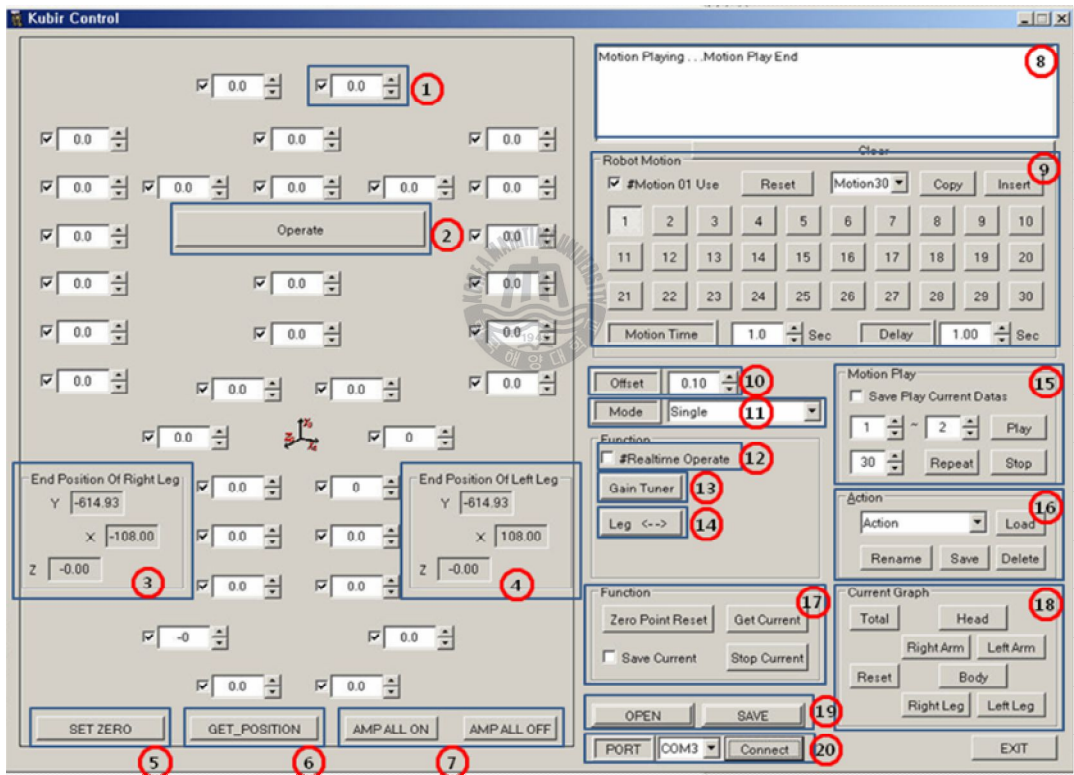


Fig. 4.4 Robot motion program

Fig. 4.4에서 표시된 번호 별 로봇 모션 프로그램의 기능은 다음과 같다.

- ① 체크 버튼, 에디트 박스 및 스핀 버튼으로 구성 되어 있으며 프로그램 모드에 따라서 구현되는 기능 달라진다. 모드 별 기능은 Table 4.3과 같으며 해당 관절 별로 설정된다.
- ② 현재 설정된 모션을 로봇에 전송하여 로봇을 구동한다.
- ③ 오른발 말단 좌표값을 나타낸다.
- ④ 왼발 말단 좌표값을 나타낸다.
- ⑤ 현재 위치를 로봇의 기준 영점으로 설정한다.
- ⑥ 현재 로봇의 전체 관절각을 가져온다.
- ⑦ 로봇의 전체 모터의 앰프를 온-오프한다.
- ⑧ 프로그램 및 로봇의 상태 메시지를 표시한다.
- ⑨ 총 30개의 모션을 관리하는 부분이다. 모션 별로 제어 시간과 다음 모션 실행까지의 지연 시간을 설정한다. 설정된 모션을 다른 모션으로 복사가 가능하다.
- ⑩ 스핀 버튼으로 수정할 Offset 값을 설정한다.
- ⑪ 프로그램의 모드를 변경한다. 각 모드 별 기능은 Table 4.4와 같다.
- ⑫ 실시간 로봇의 구동여부를 설정한다.
- ⑬ 로봇의 관절 별 PID 게인값을 조정할 수 있는 다이얼로그를 실행한다.
- ⑭ 오른발과 왼발의 회전각을 서로 반전시킨다.
- ⑮ 설정된 모션의 범위를 지정하여 로봇을 동작시킨다. 반복 횟수를 지정하여 여러 번 동작할 수도 있다. 모션 관리 부분에서 모션 사용여부 체크된 부분만 동작한다. 또한 로봇 동작하는 동안의 전류 데이터를 파일로 저장할 수 있다.
- ⑯ 설정된 30개의 모션을 저장 또는 불러온다. 총 50가지 동작을 저장할 수 있다.
- ⑰ 실시간 전류값을 수신 또는 중지한다.
- ⑱ 전류 그래프 다이얼로그를 실행한다.
- ⑲ 현재 설정 값들을 파일로 저장하거나 불러온다.
- ⑳ 통신 포트를 연결시키거나 끊는다.

**Table 4.3 Mode function for motor control**

Mode	Check Button	Edit Box	Spin Button
Single	motor amp. on/off	angle data	correct offset joint angles
Double 1	motor amp. on/off	angle data	correct offset joint angles
Double 2	motor amp. on/off	angle data	correct offset joint angles
Zero Find	check finding zero-position	zero angle data	correct offset joint angles
Applied Motors	check using joint	×	×
ID Setting	×	joint motor ID	×
CW Limit	×	CW limit angle	correct offset angles for CW limit
CCW Limit	×	CCW limit angle	correct offset angles for CCW limit

**Table 4.4 Description of robot motion coding mode**

Mode	Description
Single	<ul style="list-style-type: none"> <li>– robot motion control</li> <li>– spin button operate only one joint angle</li> </ul>
Double 1	<ul style="list-style-type: none"> <li>– robot motion control</li> <li>– spin button operation for concurrent motion of left and right joints</li> </ul>
Double 2	<ul style="list-style-type: none"> <li>– robot motion control</li> <li>– spin button for concurrent operation for both left and right joints with opposite offset joint angles</li> </ul>
Zero Find	finding robot joints zero position
Applied Motors	setting robot joint for motion
ID Setting	setting ID for robot link's motor control
CW Limit	setting CW limit for robot link's motors
CCW Limit	setting CCW limit for robot link's motors



이와 같이 다양한 기능을 구현하였다. 로봇의 말단 좌표는 3장에서 구한 말단 좌표식(3.1.4)을 프로그램에 적용한 것이다. 실시간 로봇 구동 기능과 로봇 발의 말단 좌표 표시는 로봇의 모션을 생성하는 데 유용하다. 또한 각 관절의 실질적인 부하를 알 수 있는 구동 모터의 전류값을 개별적으로 그래프로 표시하며, 데이터 분석을 위해 수집된 전류 데이터를 파일로 출력할 수 있도록 하였다.

로봇의 실시간 전류 계측 주기 100Hz로 한 관절 당 1초에 100개의 데이터를 그래프로 표시한다. 현재 총 13의 관절에 대해 실시간 전류 데이터를 받으므로 1초에 총 1300의 데이터를 그래프로 나타낸다. 이는 컴퓨터에 상당한 부하가 되며 저 사양 컴퓨터에서는 프로그램이 제대로 실행되지 않을 수 있다. Fig. 4.5는 실시간으로 13개 관절의 전류 그래프를 표시하며 로봇 모션 프로그램을 구동하는 화면이다.

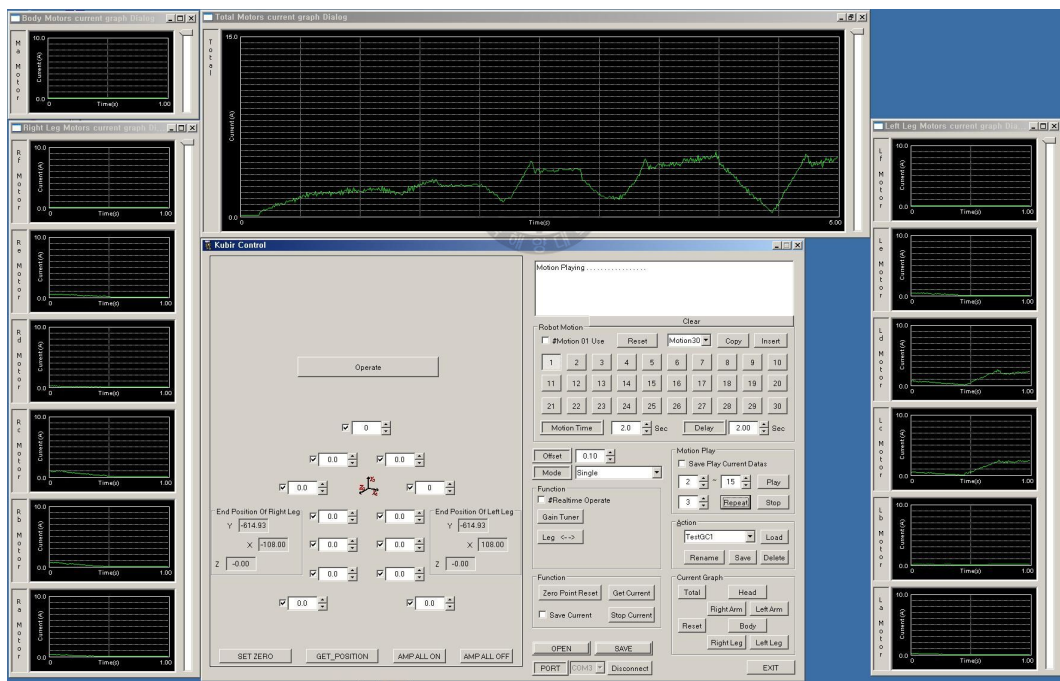


Fig. 4.5 Operating robot motion program

## 제 5 장 중력보상기 적용한 이족보행로봇의

### 실험 및 고찰

본 논문은 중력보상기를 적용한 이족보행로봇의 관절 구동기의 성능을 알아보기 위한 연구이다. 보행시 가장 부하가 많이 걸리는 무릎 관절( $Z_4$ )과 내·외전 운동하는 고관절( $Z_2$ )에 중력보상기를 적용하였다. 중력보상기의 성능 비교를 위해 왼쪽 다리에만 중력보상기를 적용하여 오른발과 비교하였다. 본 연구에서 개발한 로봇 모션 프로그램을 이용하여 로봇의 모션을 생성하고, 구동 실험을 통해 관절 구동 모터에 걸리는 부하를 알 수 있는 전류 데이터를 수집하여 분석하였다.

#### 5.1 실험 내용



로봇 다리 관절에 고관절의 요(yaw) 운동하는 관절을 제외하고 10개의 관절에 중력보상기를 적용하였다. 이족보행로봇의 보행시 가장 많은 부하가 걸리는 부분은 내·외전 운동하는 고관절과 무릎 관절에 걸린다. 본 연구에서는 이 두 관절에 대한 중력보상기 적용에 따른 특성을 연구하였다. 중력보상기 적용에 따른 성능 비교를 위해 왼발 중력보상기에만 스프링을 삽입하여 보상력이 작용하도록 하여 오른발과 비교하여 중력보상기의 성능을 분석하였다.

중력보상기를 적용한 무릎 관절( $Z_4$ )과 내·외전 운동하는 고관절( $Z_2$ )에 설치한 스프링은 규격품으로 스프링 상수값이  $7.554N/mm$ 이며 모두 동일한 스프링을 사용하였다. 스프링은 압축률이 60%인 규격품 중 스프링 상수값이 가장 높은 것으로 선정하였다.

고관절의 경우 기본 자세(두발로 서 있는 자세)에 중력보상기의 초기 압축각이  $35^\circ$ 가 되게 하여 초기 보상력이 작용하는 상태로 적용하였다. 이는 관절의 외전 운동으로 다리를 들 경우에도 보상력이 작용하도록 하고, 관절의 내전 운동시 보상력을 보다 크게 작용하기 위한 것이다. 로봇의 두 발바닥이 지면과 닿아 있는 경우 초기 압축각으로 인한 보상력은 상쇄된다.

중력보상기의 성능을 분석하기 위한 실험은 다음과 같이 총 3가지의 실험을 하였다. 한 실험에 오른발로 중심이동 하는 경우(1)와 왼발로 중심이동 하는 경우(2)의 두 가지로 하여 동일한 상황의 모션을 하는 각 관절 별로 측정되는 전류값을 비교하여 중력보상기를 적용한 무릎 관절과 고관절의 부하 특성과 소비전류 특성을 분석하였다.

#### **실험1. 한발 들고 무릎 굽혔다 펴기**

- (1) 오른발로 중심이동 하여 왼발 들고 오른발 무릎을 굽혔다 펴기
- (2) 왼발로 중심이동 하여 오른발 들고 왼발 무릎을 굽혔다 펴기

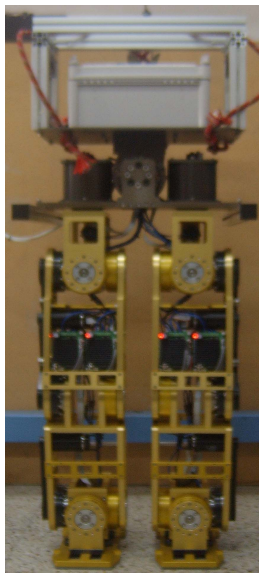
#### **실험2. 동일한 시간의 모션 동작으로 정적 보행**

- (1) 보행 시작시 오른발로 중심이동 하여 보행
- (2) 보행 시작시 왼발로 중심이동 하여 보행

#### **실험3. 모션 시간 및 딜레이 시간을 조정한 정적 보행**

- (1) 보행 시작시 오른발로 중심이동 하여 보행
- (2) 보행 시작시 왼발로 중심이동 하여 보행

로봇의 동작은 기본자세에서 시작하여 기본자세로 완료하도록 하였다. 기본자세는 Fig. 5.1과 같이 무릎을 조금 굽혀 자세를 낮춘 것으로 안정적 보행이 가능하게 한다.



<Front>



<Side>

Fig. 5.1 Basic posture of KUBIR 4

실험1은 Table 5.1과 같이 총 6단계의 간단한 동작에 대한 무릎 관절과 고관절의 중력보상기의 특성을 알아보기 위한 실험이다. 특히 중점이 되는 모션 단계는 3과 4단계로 한 쪽 다리로 지지하고 있을 때의 무릎 관절과 고관절에 적용된 중력보상기의 특성을 알아보았다.

실험2와 실험3은 이족보행로봇의 정적 보행 실험으로 Table 5.2와 같이 총 11단계로 구성하여 실험적 방법을 통해 각 단계 별 모션을 생성하였다. 실험2는 동일한 모션 시간과 딜레이 시간으로 안정적인 보행 실험이고, 실험3은 동일한 모션에 모션 시간과 딜레이 시간을 조정하여 보다 자연스럽게 빠른 보행을 할 수 있도록 조정한 실험이다. 이는 안정적인 보행할 때와 자연스럽게 빠른 보행을 할 때의 무릎 관절과 고관절에 적용된 중력보상기의 특성 차이를 알아보았다. Fig. 5.2와 Fig. 5.3은 보행시 로봇의 정면과 측면을 모션의 단계별로 촬영한 사진이다.

Table 5.1과 Table 5.2에서 모션 단계 설명은 실험의 두 가지 경우 중 첫 번째 경우로 동작 시작시 오른발로 중심이동 하는 경우에 대한 설명이며, 두 번째 경우는 오른발과 왼발이 서로 반전 된다.

**Table 5.1 Stepping motions of 1st experiment**

Motion	Motion description	Motion time(sec)	Delay time(sec)
①	move ZMP to right leg	1.5	1.5
②	raise left leg	1.5	1.5
③	bend right knee	1.5	1.5
④	stretch right knee	1.5	1.5
⑤	lay down left leg	1.5	1.5
⑥	return to base position	1.5	1.5
<b>Total</b>		<b>9</b>	<b>9</b>

**Table 5.2 Stepping motions of 2nd and 3rd experiment**

Motion	Motion Description	Motion time(sec)		Delay time(sec)	
		Exp.2	Exp.3	Exp.2	Exp.3
①	move ZMP to right leg	1.5	1.2	1.5	0.9
②	raise left leg forward	1.5	0.8	1.5	0.6
③	down left leg forward	1.5	1.0	1.5	0.75
④	move ZMP to left leg	1.5	1.3	1.5	1.2
⑤	raise left leg with stretching right knee	1.5	0.8	1.5	0.6
⑥	raise right leg forward	1.5	0.8	1.5	0.6
⑦	lay down right leg forward	1.5	1.0	1.5	0.75
⑧	move ZMP to right leg	1.5	1.3	1.5	1.2
⑨	raise right leg with stretching left knee	1.5	0.8	1.5	0.6
⑩	lay down left leg	1.5	1.2	1.5	0.9
⑪	return to base position	15.	2.0	1.5	2.0
<b>Total</b>		<b>16.5</b>	<b>12.2</b>	<b>16.5</b>	<b>10.1</b>



Step 0



Step 1



Step 2



Step 3



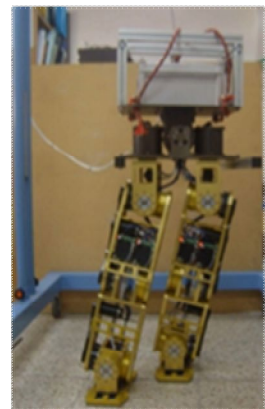
Step 4



Step 5



Step 6



Step 7



Step



Step 9



Step 10



Step 11

Fig. 5.2 The front view of walking step





Step 0



Step 1



Step 2



Step 3



Step 4



Step 5



Step 6



Step 7



Step



Step 9



Step 10



Step 11

Fig. 5.3 The side view of walking step

## 5.2 실험 결과 및 고찰

실험 결과는 로봇 모션 프로그램으로 측정되는 전류 데이터 값들을 파일로 출력하여 오피스의 엑셀 프로그램을 활용하여 정리하였다. 동일한 상황의 모션을 하는 관절 별로 정리하면 4가지의 경우로 정리된다. 이를 그래프로 표시하고, 각 모션의 단계 별 소비전류와 전체 소비전류를 표로 정리하고, 각 관절 별 최대 전류값을 표로 정리하였다. 또 중력보상기가 적용된 왼발 관절들을 적용되지 않은 오른발 관절들과 비교하였을 때의 감소율을 정리하였다.

동일한 상황의 모션을 하는 관절 별로 정리하면 다음과 같이 4가지의 경우로 정리된다.

- (a) 모션 시작시 오른발로 중심이동 하는 경우의 **오른발 무릎 관절(1)**과 왼발로 중심이동 하는 경우의 **왼발 무릎 관절(2)**
- (b) 모션 시작시 오른발로 중심이동 하는 경우의 **왼발 무릎 관절(1)**과 왼발로 중심이동 하는 경우의 **오른발 무릎 관절(2)**
- (c) 모션 시작시 오른발로 중심이동 하는 경우의 **오른발 고관절 관절(1)**과 왼발로 중심이동 하는 경우의 **왼발 고관절 관절(2)**
- (d) 모션 시작시 오른발로 중심이동 하는 경우의 **왼발 고관절 관절(1)**과 왼발로 중심이동 하는 경우의 **오른발 고관절 관절(2)**



### 5.2.1 실험1 한발 들고 무릎 굽혔다 펴기

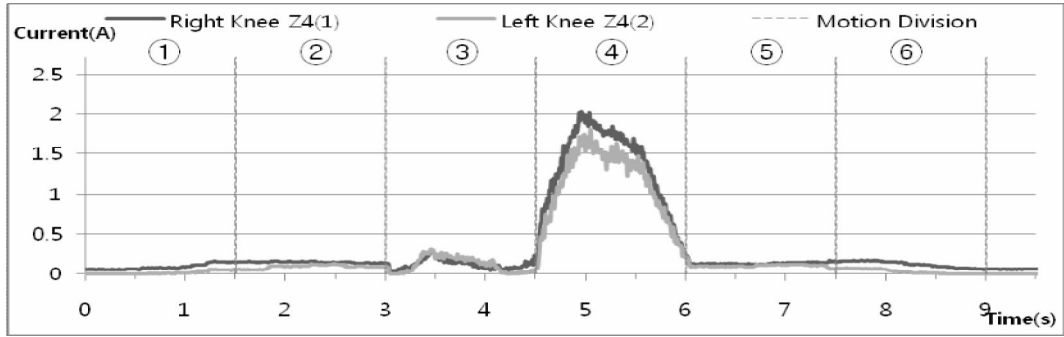
실험1은 한 쪽 다리를 들고 무릎을 굽혔다 펴는 간단한 동작에 대한 중력보상기의 효과를 알아보기 위한 실험이다. 앞서 설명한 4가지의 경우로 정리한 그래프는 Fig. 5.4와 같으며 각 단계별 소비전류와 오른발과 비교한 소비전류의 감소율을 정리하면 Table 5.3에서 Table 5.6와 같다. 또 4가지의 경우에 대한 각 관절 별 최대 전류값 및 감소율은 Table 5.7과 같다.

무릎 관절의 경우 Fig. 5.4 (a)에서 한 쪽 다리를 들고 지지하고 있는 다리의 무릎 관절을 펴는 경우(모션 4단계)와 (b)에서 한 쪽 다리를 드는 경우(모션 2단계)를 보면, 무릎을 펴는 경우에는 중력보상기가 적용된 왼쪽 무릎 관절의 전류값이 낮게 측정되며, 다리를 드는 경우에는 중력보상기가 적용되지 않은 오른쪽 무릎 관절의 전류값이 낮게 측정된다. 여기서 Table 5.7의 최대 전류값을 보면 오른쪽 무릎 관절의 무릎을 펴는 동작이 왼쪽 무릎의 왼발 드는 동작보다 상대적으로 높다. 또한 최대 전류값이 오른쪽 무릎 관절보다 왼쪽 관절이 **11.3%** 낮다. 이는 최대 부하가 11.3% 감소한 것이다.

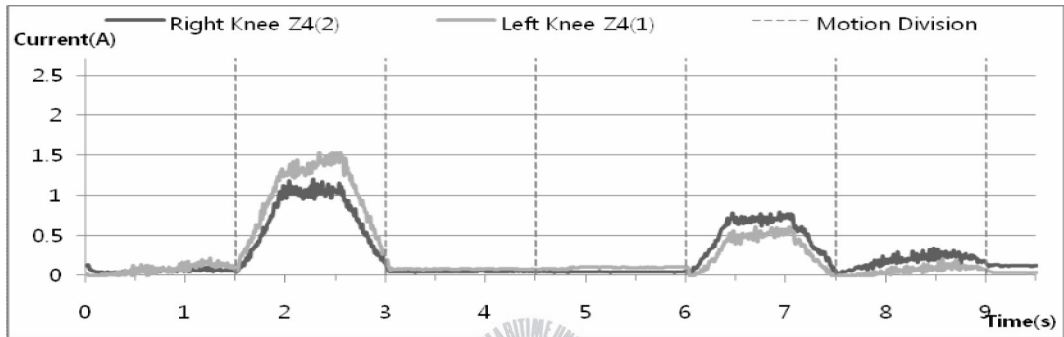
Table 5.3과 Table 5.4에서 중력보상기가 적용된 왼쪽 무릎관절을 적용되지 않은 오른쪽 무릎 관절과 비교한 전체 소비전류의 감소율을 보면 중심이동 되는 무릎관절(a)의 경우는 23.3% 감소하였으며, 반대편의 무릎관절(b)의 경우는 8.4% 증가하였다. 하지만 두 가지 경우의 전체 소비전류는 왼쪽 무릎 관절이 오른쪽 무릎 관절에 비해 평균 **9.3%** 감소하였다.

내·외전 운동하는 고관절의 경우의 Fig. 5.4 (c)와 (d)를 보면 전반적으로 중력보상기가 적용된 왼쪽 고관절의 전류값이 적용되지 않은 오른쪽 고관절보다 낮게 측정되며 Table 5.5와 Table 5.6에서와 같이 단계별 소비전류값 역시 낮다. 두 가지 경우의 전체 소비전류값은 왼쪽 고관절이 오른쪽 고관절보다 평균 **38.1%** 감소하였다.

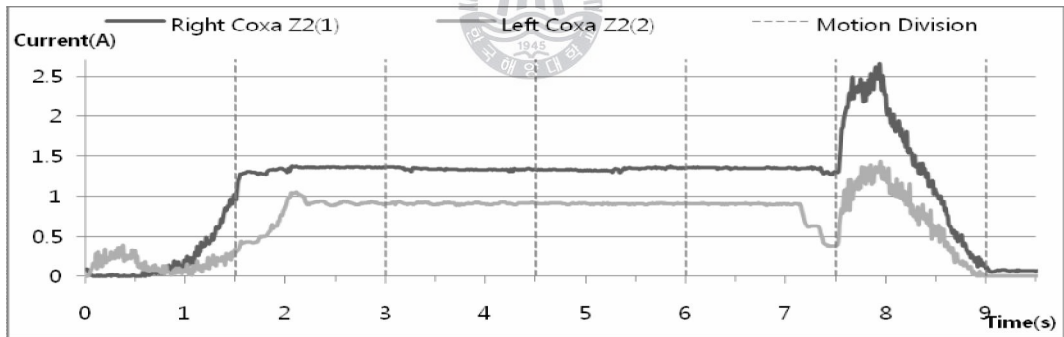
최대 부하 전류값은 Table 5.7과 같이 중력보상기가 적용된 왼쪽 고관절이 적용되지 않은 오른쪽 고관절보다 최대 **46%** 감소하였다. 모션 3, 4단계에 경우를 보면 고관절의 변화가 없는 상태로 정적으로 다리를 들고 있는 상태이다. 여기서 Table 5.5와 Table 5.6의 단계별 소비전류값 참조하면, 정적 상태에서는 중력보상기의 보상력으로 반대쪽 다리를 든 상태에서 지지하고 있는 경우 평균 32.6%, 다리를 들고 있는 경우 평균 69.6% 왼쪽 고관절의 전류값이 오른쪽 고관절보다 감소하는 것을 알 수 있다.



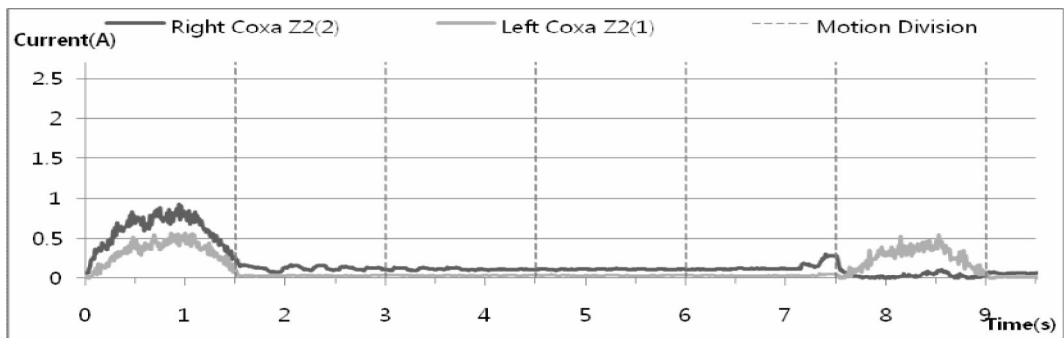
(a) Knee joint – right leg of case 1 and left leg of case 2



(b) Knee joint – right leg of case 2 and left leg of case 1



(c) Coxa joint – right leg of case 1 and left leg of case 2



(d) Coxa joint – right leg of case 2 and left leg of case 1

Fig. 5.4 The current results of experiment 1st

Table 5.3 **Current consumptions and decrements of motion step (a)**

Motion	Right Knee(1) [A]	Left Knee(2) [A]	Difference [A]	Decrement [%]	Motion Description
1	12.83	2.28	10.55	82.2	move ZMP to the leg
2	21.81	13.75	8.06	37.0	raise opposite leg
3	17.87	17.81	0.06	0.3	bend the knee
4	199.95	168.55	31.4	15.7	stretch the knee
5	19.88	15.59	4.29	21.6	lay down opposite leg
6	17.95	4.56	13.39	74.6	return to base position
<b>Total</b>	<b>290.29</b>	<b>222.54</b>	<b>67.75</b>	<b>23.3</b>	

\* ZMP : zero moment point

Table 5.4 **Current consumptions and decrements of motion step (b)**

Motion	Right Knee(2) [A]	Left Knee(1) [A]	Difference [A]	Decrement [%]	Motion Description
1	8.05	11.78	-3.73	-46.3	move ZMP to opposite leg
2	109.59	150.51	-40.92	-37.3	raise the leg
3	6.38	13	-6.62	-103.8	bend opposite knee
4	6.02	15.22	-9.2	-152.8	stretch opposite knee
5	74.15	50.08	24.07	32.5	lay down the leg
6	27.06	10.05	17.01	62.9	return to base position
<b>Total</b>	<b>231.25</b>	<b>250.64</b>	<b>-19.39</b>	<b>-8.4</b>	

\* ZMP : zero moment point, ‘-’ mean increment

Table 5.5 Current consumptions and decrements of motion step (c)

Motion	Right Coxa(1) [A]	Left Coxa(2) [A]	Difference [A]	Decrement [%]	Motion Description
1	30.43	22.9	7.53	24.7	move ZMP to the leg
2	200.97	118.73	82.24	40.9	raise opposite leg
3	201.15	135.74	65.41	32.5	bend the knee
4	200.97	135.18	65.79	32.7	stretch the knee
5	202.29	122.33	79.96	39.5	lay down opposite leg
6	213.13	110.86	102.27	48.0	return to base position
<b>Total</b>	<b>1048.94</b>	<b>645.74</b>	<b>403.2</b>	<b>38.4</b>	

Table 5.6 Current consumptions and decrements of motion step (d)

Motion	Right Coxa(2) [A]	Left Coxa(1) [A]	Difference [A]	Decrement [%]	Motion Description
1	89.93	50.29	39.64	44.1	move ZMP to opposite leg
2	19.57	5.06	14.51	74.1	raise the leg
3	17.42	5.29	12.13	69.6	bend opposite knee
4	17.28	5.24	12.04	69.7	stretch opposite knee
5	21.06	5.14	15.92	75.6	lay down the leg
6	5.66	38.42	-32.76	-578.8	return to base position
<b>Total</b>	<b>170.92</b>	<b>109.44</b>	<b>61.48</b>	<b>36.0</b>	

Table 5.7 Maximum currents and decrements (compared left leg with right leg)

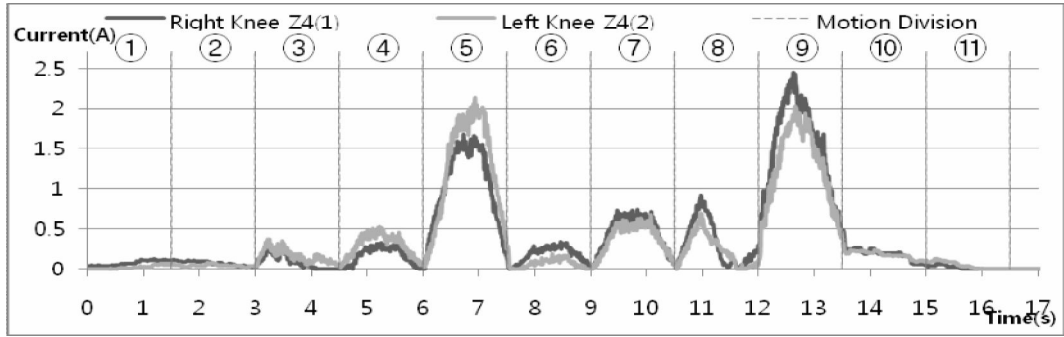
Joint		Current[A]	Motion	Difference[A]	Decrement[%]
(a)	Right Knee(1)	2.03	4	0.23	11.3
	Left Knee(2)	1.8	4		
(b)	Right Knee(2)	1.2	2	-0.33	-27.5
	Left Knee(1)	1.53	2		
(c)	Right Coxa(1)	2.65	6	1.22	46.0
	Left Coxa(2)	1.43	6		
(d)	Right Coxa(2)	0.92	1	0.35	38.0
	Left Coxa(1)	0.57	1		

### 5.2.2 실험2 동일한 시간의 모션 동작으로 정적 보행

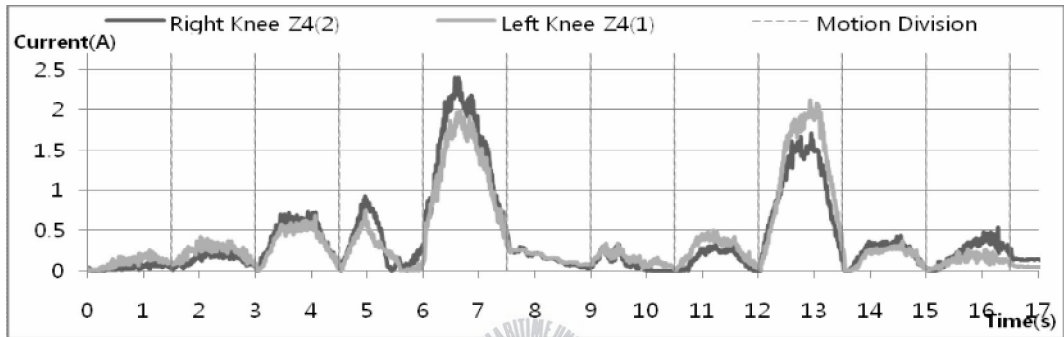
실험2는 이족보행로봇의 보행 실험으로 안정적인 보행을 하기 위해 동일한 모션 시간 간격으로 보행 실험하였다. 실험2도 동일한 방법으로 4가지의 경우로 정리한 그래프는 Fig. 5.5와 같으며 각 단계별 소비전류와 오른발과 비교한 소비전류의 감소율을 정리하면 Table 5.8에서 Table 5.11과 같다. 또 4가지의 경우에 대한 각 관절 별 최대 전류값 및 감소율은 Table 5.12와 같다.

보행 모션 중 무릎 관절에서 전류값이 높은 부분은 Fig. 5.5 (a)와 (b)에서 모션 5와 9단계에서 가장 높다. 모션 5와 9단계는 중심이동 된 다리를 펴는 동작과 반대 쪽 다리를 드는 동작이다. Fig. 5.5 (a)에서 모션 9단계와 (b)에서 모션 5단계는 중심이동 된 무릎 관절을 펴는 동일한 상황의 동작으로 중력보상기가 적용된 왼발 무릎 관절이 오른발 무릎 관절보다 Table 5.12와 같이 최대 전류값이 (a)의 경우 13%, (b)의 경우 11.6% 감소하였다. Fig. 5.5 (a)에서 모션 5와 (b)에서 모션 9는 다리를 드는 동일한 상황의 동작으로 중력보상기가 적용되지 않은 오른쪽 무릎 관절이 왼쪽 관절보다 전류값이 낮게 계측되었다. 여기서 최대 전류값을 정리한 Table 5.12을 보면 무릎을 펴는 동작시 오른쪽 무릎 관절의 최대 전류값이 다리를 드는 동작시 왼쪽 관절의 최대 전류값 보다 높은 것을 알 수 있다. 또한 향후 상체의 개발로 무게가 추가될 것을 고려하면 다리를 드는 동작에서는 부하 상승이 없지만 지지하는 경우에는 상체 무게에 대한 부하가 더 추가되어 중력보상기가 적용된 무릎 관절의 보상력은 더 클 것으로 예상된다. 또 전체 소비전류의 경우에는 Table 5.8과 Table 5.9에서와 같이 (a)의 경우 4.5%, (b)의 경우 0.4% 왼쪽 무릎 관절이 오른쪽 무릎 관절에 비해 감소하였다. 두 가지 경우의 전체 소비전류값은 평균 2.4% 감소하였다.

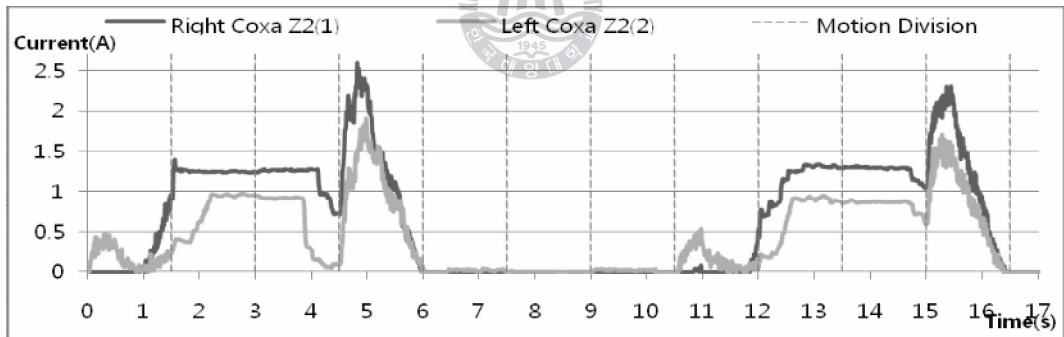
보행 모션 중 내·외전 운동하는 고관절에서는 전반적으로 중력보상기가 적용된 왼쪽 고관절이 Fig. 5.5 (c)와 (d)와 같이 전류값이 낮게 계측되었다. 가장 전류값이 높은 부분은 Fig. 5.5 (c)와 (d)에서 모션 4단계와 8단계에서 가장 전류값이 높다. 이는 한쪽 다리를 앞으로 내린 상태에서 반대 쪽 다리로 중심이동 하는 동일한 상황으로 중력보상기가 적용된 왼쪽 고관절이 오른쪽 고관절보다 Table 5.12와 같이 최대 전류값이 (c)의 경우 26.5%, (d)의 경우 30.9% 감소하였다. 또 전체 소비전류에 경우 Table 5.10과 Table 5.11에서와 같이 (c)의 경우 32.5%, (d)의 경우 29.4% 왼쪽 고관절이 오른쪽 고관절에 비해 감소하였다. 두 가지 경우의 전체 소비전류값은 평균 31.2% 감소하였다.



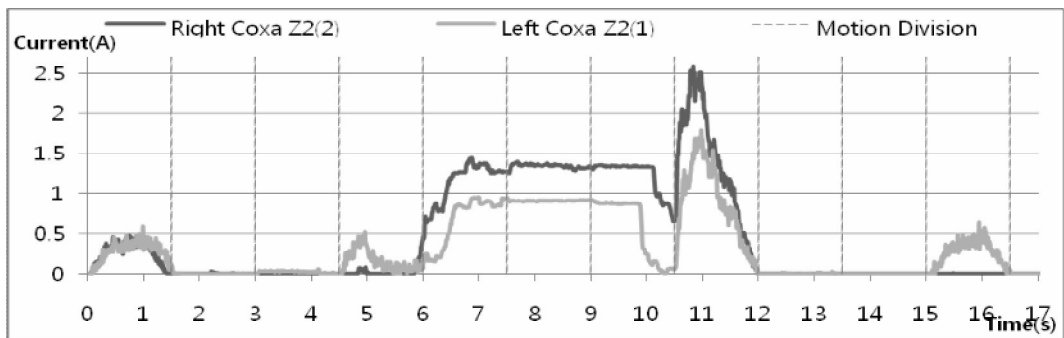
(a) Knee joint – right leg of case 1 and left leg of case 2



(b) Knee joint – right leg of case 2 and left leg of case 1



(c) Coxa joint – right leg of case 1 and left leg of case 2



(d) Coxa joint – right leg of case 2 and left leg of case 1

Fig. 5.5 The current results of experiment 2nd(Walking)

Table 5.8 Current consumptions and decrements of motion step (a)

Motion	Right Knee(1) [A]	Left Knee(2) [A]	Difference [A]	Decrement [%]	Motion Description
1	11.4	3.16	8.24	72.3	move ZMP to the leg
2	11.1	6.7	4.40	39.6	raise opposite leg forward
3	13.83	24.36	-10.53	-76.1	lay down opposite leg forward
4	24.49	43.92	-19.43	-79.3	move ZMP to opposite leg
5	154.88	185.91	-31.03	-20.0	raise the leg with stretching opposite knee
6	26.92	10.51	16.41	61.0	raise the leg forward
7	68.03	57.06	10.97	16.1	lay down the leg forward
8	46.99	34.72	12.27	26.1	move ZMP to the leg
9	226.9	187.98	38.92	17.2	raise opposite leg with stretching the knee
10	28.41	26.9	1.51	5.3	lay down opposite leg
11	2.68	6.55	-3.87	-144.4	return to base position
<b>Total</b>	<b>615.63</b>	<b>587.77</b>	<b>27.86</b>	<b>4.5</b>	

Table 5.9 Current consumptions and decrements of motion step (b)

Motion	Right Knee(2) [A]	Left Knee(1) [A]	Difference [A]	Decrement [%]	Motion Description
1	6.18	14.97	-8.79	-142.2	move ZMP to opposite leg
2	22.84	35.2	-12.36	-54.1	raise the leg forward
3	66.11	55.36	10.75	16.3	lay down the leg forward
4	49.07	34.15	14.92	30.4	move ZMP to the leg
5	224.16	188.86	35.30	15.7	raise opposite leg with stretching the knee
6	22.84	24.06	-1.22	-5.3	raise opposite leg forward
7	14.17	21.2	-7.03	-49.6	lay down opposite leg forward
8	22.95	39.9	-16.95	-73.9	move ZMP to opposite leg
9	152.76	189.42	-36.66	-24.0	raise the leg with stretching opposite knee
10	34.3	27.3	7.00	20.4	lay down the leg
11	35.71	18.21	17.50	49.0	return to base position
<b>Total</b>	<b>651.09</b>	<b>648.63</b>	<b>2.46</b>	<b>0.4</b>	

Table 5.10 **Current consumptions and decrements of motion step (c)**

Motion	Right Coxa(1) [A]	Left Coxa(2) [A]	Difference [A]	Decrement [%]	Motion Description
1	21.32	26.75	-5.43	-25.5	move ZMP to the leg
2	187.03	112.77	74.26	39.7	raise opposite leg forward
3	174.69	90.02	84.67	48.5	lay down opposite leg forward
4	193.94	142.45	51.49	26.5	move ZMP to opposite leg
5	0	2.79	-2.79	---	raise the leg with stretching opposite knee
6	0	1.3	-1.30	---	raise the leg forward
7	0	3.09	-3.09	---	lay down the leg forward
8	4.08	23.01	-18.93	-464.0	move ZMP to the leg
9	172.09	102.99	69.10	40.2	raise opposite leg with stretching the knee
10	189.27	125.61	63.66	33.6	lay down opposite leg
11	178.66	125.77	52.89	29.6	return to base position
<b>Total</b>	<b>1121.08</b>	<b>756.55</b>	<b>364.53</b>	<b>32.5</b>	

Table 5.11 **Current consumptions and decrements of motion step (d)**

Motion	Right Coxa(2) [A]	Left Coxa(1) [A]	Difference [A]	Decrement [%]	Motion Description
1	38.81	42.39	-3.58	-9.2	move ZMP to opposite leg
2	0.2	0.44	-0.24	-120.0	raise the leg forward
3	0	3.41	-3.41	---	lay down the leg forward
4	4.27	23.95	-19.68	-460.9	move ZMP to the leg
5	172.28	100.63	71.65	41.6	raise opposite leg with stretching the knee
6	201.52	135.88	65.64	32.6	raise opposite leg forward
7	183.02	86.03	96.99	53.0	lay down opposite leg forward
8	199.31	131.14	68.17	34.2	move ZMP to opposite leg
9	0	0.51	-0.51	---	raise the leg with stretching opposite knee
10	0	0	0.00	---	lay down the leg
11	0.01	39.74	-39.73	---	return to base position
<b>Total</b>	<b>799.42</b>	<b>564.12</b>	<b>235.30</b>	<b>29.4</b>	



Table 5.12 Maximum currents and decrements (compared left leg with right leg)

Joint		Current[A]	Motion	Difference[A]	Decrement[%]
(a)	Right Knee (1)	2.46	9	0.32	13.0
	Left Knee (2)	2.14	5		
(b)	Right Knee (2)	2.41	9	0.28	11.6
	Left Knee (1)	2.13	5		
(c)	Right Coxa (1)	2.6	4	0.69	26.5
	Left Coxa (2)	1.91	4		
(d)	Right Coxa (2)	2.59	8	0.8	30.9
	Left Coxa (1)	1.79	8		



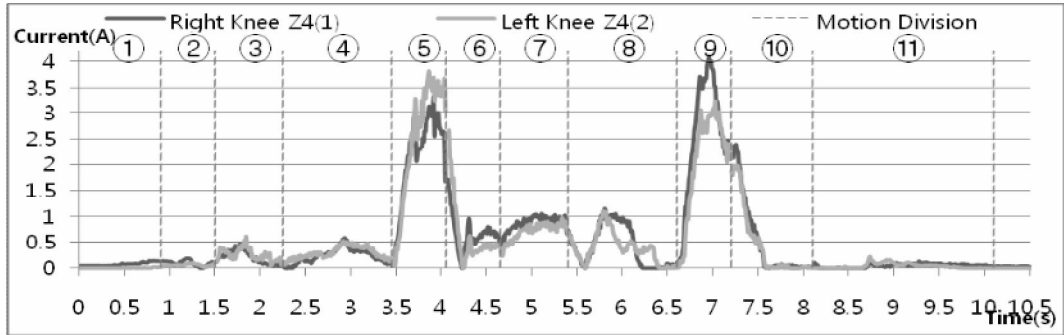
### 5.2.3 실험3 모션 시간 및 딜레이 시간을 조정한 정적 보행

실험3은 실험2와 동일한 보행 모션에서 보다 자연스러운 동작을 할 수 있도록 모션 단계 별로 모션 시간과 딜레이 시간을 조정하여 보행 실험한 것이다. 이는 안정적으로 보행하는 실험2와 보다 자연스럽게 빠른 보행하는 실험3을 통해 중력보상기의 효과를 비교하기 위한 실험이다. 실험3도 동일한 방법으로 4가지의 경우로 정리한 그래프는 Fig. 5.6와 같으며 각 단계별 소비전류와 오른발과 비교한 소비전류의 감소율을 정리하면 Table 5.13에서 Table 5.16과 같다. 또 4가지의 경우에 대한 각 관절 별 최대 전류값 및 감소율은 Table 5.17과 같다.

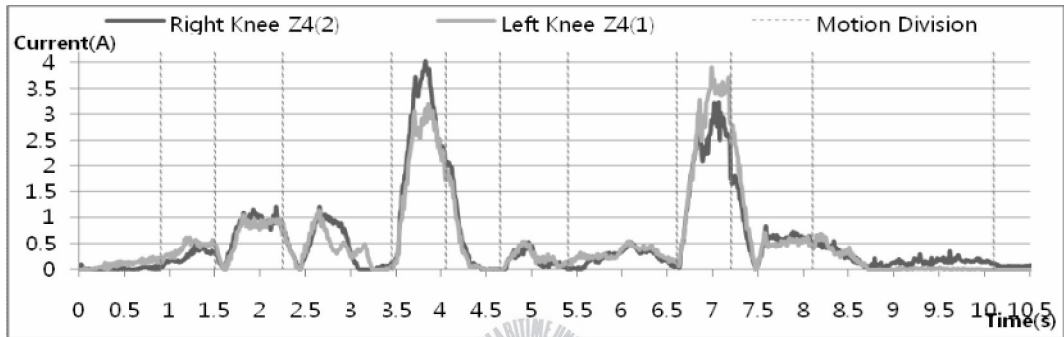
실험 3의 Fig. 5.6 및 Table 5.17을 실험 2의 Fig. 5.5 및 Table 5.12와 비교해 보면 무릎 관절과 고관절에서 실험2와 동일한 모션 단계에서 최대 전류값이 측정되었다. 하지만 상대적으로 보다 높은 전류 측정되므로 빠른 보행시 보다 큰 부하가 발생됨을 알 수 있다.

무릎 관절의 최대 전류값은 Table 5.17과 같이 중력보상기가 적용된 왼쪽 무릎 관절이 오른쪽 무릎 관절보다 (a)의 경우 6.4%, (b)의 경우 3.2%로 감소하였다. 실험2의 경우와 비교하였을 때 중력보상기의 보상력으로 인한 최대 부하 감소효과가 줄었다. 실험3의 두 가지 경우의 무릎 관절의 전체 소비전류 감소율은 Table 5.13 및 Table 5.14으로부터 구하면 2%로 실험2와 비슷하다.

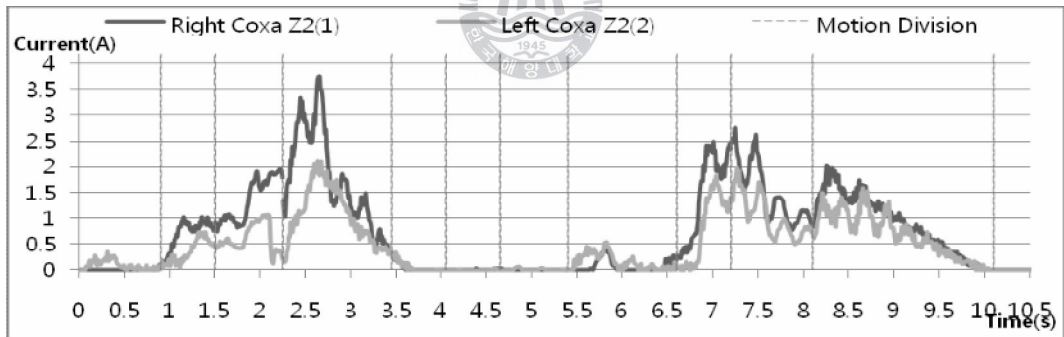
고관절의 최대 전류값의 감소율의 경우는 Table 5.17과 같이 왼쪽 고관절이 오른쪽 고관절보다 (c)의 경우 43.9%, (d)의 경우 27.6%로 감소하였다. 실험2의 최대 전류값 감소율은 두 가지 경우에 대해 큰 차이가 나지 않은 반면에 실험3의 경우에는 큰 차이가 나는 것을 알 수 있다. Fig. 5.6에서 고관절에 대한 (c)와 (d)의 그래프를 보면 실험 2의 Fig. 5.5에 비해 전반적으로 전류값이 진동하는 것을 볼 수 있는 데 빠른 보행 동작으로 인한 로봇의 진동이 발생함을 알 수 있다. 이를 바탕으로 Table 5.17에서 (c)의 최대 전류값 감소율이 상대적으로 크게 측정된 것은 중력보상기가 적용되지 않은 오른쪽 고관절에서 진동으로 인해 순간 큰 부하가 발생되어 상대적으로 크게 측정된 것으로 예상된다. 실험3의 두 가지 경우의 고관절의 전체 소비전류 감소율은 Table 5.15 및 Table 5.16으로부터 구하면 31.7%로 실험2와 비슷하다.



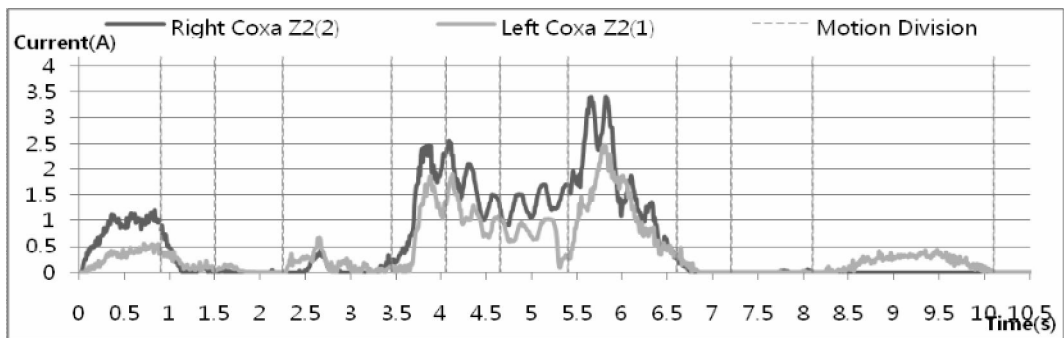
(a) Knee joint – right leg of case 1 and left leg of case 2



(b) Knee joint – right leg of case 2 and left leg of case 1



(c) Coxa joint – right leg of case 1 and left leg of case 2



(d) Coxa joint – right leg of case 2 and left leg of case 1

Fig. 5.6 The current results of experiment 3rd(Walking)

Table 5.13 Current consumptions and decrements of motion step (a)

Motion	Right Knee(1) [A]	Left Knee(2) [A]	Difference [A]	Decrement [%]	Motion Description
1	6.41	0.27	6.14	95.8	move ZMP to the leg
2	5.77	3.29	2.48	43.0	raise opposite leg forward
3	15.64	19.05	-3.41	-21.8	lay down opposite leg forward
4	28.18	35.29	-7.11	-25.2	move ZMP to opposite leg
5	126.86	146.45	-19.59	-15.4	raise the leg with stretching opposite knee
6	41.26	41.6	-0.34	-0.8	raise the leg forward
7	65.01	53.38	11.63	17.9	lay down the leg forward
8	50.26	46.09	4.17	8.3	move ZMP to the leg
9	149.93	122.45	27.48	18.3	raise opposite leg with stretching the knee
10	46.93	40.3	6.63	14.1	lay down opposite leg
11	9.35	7.46	1.89	20.2	return to base position
<b>Total</b>	<b>545.6</b>	<b>515.63</b>	<b>29.97</b>	<b>5.5</b>	

Table 5.14 Current consumptions and decrements of motion step (b)

Motion	Right Knee(2) [A]	Left Knee(1) [A]	Difference [A]	Decrement [%]	Motion Description
1	1.22	8.98	-7.76	-636.1	move ZMP to opposite leg
2	15.33	25.25	-9.92	-64.7	raise the leg forward
3	55.65	50.99	4.66	8.4	lay down the leg forward
4	49.49	46.05	3.44	7.0	move ZMP to the leg
5	148.99	124.44	24.55	16.5	raise opposite leg with stretching the knee
6	31.04	25.76	5.28	17.0	raise opposite leg forward
7	13.76	17.4	-3.64	-26.5	lay down opposite leg forward
8	27.78	35.8	-8.02	-28.9	move ZMP to opposite leg
9	126.2	151.52	-25.32	-20.1	raise the leg with stretching opposite knee
10	61.92	68.58	-6.66	-10.8	lay down the leg
11	38.58	22.34	16.24	42.1	return to base position
<b>Total</b>	<b>569.96</b>	<b>577.11</b>	<b>-7.15</b>	<b>-1.3</b>	

Table 5.15 Current consumptions and decrements of motion step (c)

Motion	Right Coxa(1) [A]	Left Coxa(2) [A]	Difference [A]	Decrement [%]	Motion Description
1	0.16	8.7	-8.54	---	move ZMP to the leg
2	41.97	21.68	20.29	48.3	raise opposite leg forward
3	102.15	46.88	55.27	54.1	lay down opposite leg forward
4	209.35	127.62	81.73	39.0	move ZMP to opposite leg
5	2.67	3.69	-1.02	-38.2	raise the leg with stretching opposite knee
6	0.18	0.22	-0.04	-22.2	raise the leg forward
7	0.06	0.96	-0.9	---	lay down the leg forward
8	8.03	18.89	-10.86	-135.2	move ZMP to the leg
9	86.25	48.24	38.01	44.1	raise opposite leg with stretching the knee
10	135.03	93.68	41.35	30.6	lay down opposite leg
11	177.13	134.61	42.52	24.0	return to base position
<b>Total</b>	<b>762.98</b>	<b>505.17</b>	<b>257.81</b>	<b>33.8</b>	

Table 5.16 Current consumptions and decrements of motion step (d)

Motion	Right Coxa(2) [A]	Left Coxa(1) [A]	Difference [A]	Decrement [%]	Motion Description
1	73.53	27.35	46.18	62.8	move ZMP to opposite leg
2	11.4	10.71	0.69	6.1	raise the leg forward
3	0.46	2.65	-2.19	-476.1	lay down the leg forward
4	8.77	19.16	-10.39	-118.5	move ZMP to the leg
5	83.35	48.4	34.95	41.9	raise opposite leg with stretching the knee
6	100.34	67.73	32.61	32.5	raise opposite leg forward
7	100.03	54.96	45.07	45.1	lay down opposite leg forward
8	204.89	143.01	61.88	30.2	move ZMP to opposite leg
9	2.12	3.79	-1.67	-78.8	raise the leg with stretching opposite knee
10	0.6	0.16	0.44	73.3	lay down the leg
11	0.01	38.56	-38.55	---	return to base position
<b>Total</b>	<b>585.5</b>	<b>416.48</b>	<b>169.02</b>	<b>28.9</b>	

Table 5.17 Maximum currents and decrements (compared left leg with right leg)

Joint		Current[A]	Motion	Difference[A]	Decrement[%]
(a)	Right Knee(1)	4.06	9	0.26	6.4
	Left Knee(2)	3.8	5		
(b)	Right Knee(2)	4.03	5	0.13	3.2
	Left Knee(1)	3.9	9		
(c)	Right Coxa(1)	3.76	4	1.65	43.9
	Left Coxa(2)	2.11	4		
(d)	Right Coxa(2)	3.41	8	0.94	27.6
	Left Coxa(1)	2.47	8		



## 제 6 장 결론

본 연구에서는 이족보행로봇 다리의 고중량물의 이송 성능을 개선하기 위해 중력보상기를 적용한 13 자유도의 이족보행로봇을 개발하였다. 앞선 연구에서 최적 설계된 로봇을 제작하고 제어시스템을 개발하였다. 관절 구동 모터의 걸리는 부하를 측정하기 위해 전류 계측이 가능한 DC 모터 모션 컨트롤러를 개발하였고, 로봇의 동작 모션을 생성하고 각 모션 컨트롤러에서 계측되는 전류 데이터를 수집하고 표시가 가능한 로봇 모션 프로그램을 개발하였다. 또한 기구학 해석으로 로봇 다리의 말단 위치벡터를 산출하여 이를 로봇 모션 프로그램에 적용하였다.

본 연구에서는 보행시 부하가 많이 걸리는 무릎 관절과 내·외전 운동하는 고관절에 중력보상기를 적용하여 이들 관절의 중력보상기 성능에 대한 연구를 하였다. 중력보상기의 적용 비교를 위해 왼쪽 다리 관절에만 스프링을 삽입하여 보상력이 작용하도록 하여 오른발과 비교하였다.

실험은 로봇의 동작을 만들어 총 3가지로 하였다. 실험1은 한발 들고 무릎 굽혔다 펴는 간단한 동작 실험을 하였다. 무릎 관절의 실험 결과는 평균 **9.3%** 전체 소비전류 감소와 최대 **11.3%** 최대 전류값 감소하였다. 고관절의 경우에는 평균 **38.1%** 전체 소비전류 감소와 최대 **46%** 최대 전류값이 감소하였다.

실험2와 실험3은 동일한 모션의 정적 보행 실험으로 실험2은 동일한 모션 시간으로 안정적인 보행 실험을 하고, 실험3은 모션 시간을 조정하여 보다 자연스럽게 빠른 보행 실험을 하였다. 실험2와 실험3의 결과는 무릎 관절에 경우 전체 소비전류는 평균 **2.4%, 2%** 감소하였으며 최대 전류값은 최대 **13%, 6.4%** 감소하였다. 고관절의 경우 전체 소비전류는 평균 **31.2%, 31.7%** 감소하였으며 최대 전류값은 최대 **30.9%, 43.9%** 감소하였다.

본 실험의 결과로 이족보행로봇의 무릎 관절과 고관절에 적용한 중력보상기는 에너지 절감 및 부하 토크 감쇠를 유발하여 고중량물의 이송 성능을 개선할 수 있는 장치임을 입증하였다.

## 참 고 문 헌

- [1] Mark W. Spong, M. Vidyasagar, Robot dynamics and control, 喜重堂, 1994.
- [2] Vucobratovic M. and Stepanenko M., “Mathematical models of general anthropomorphic systems”, Mathematical biosciences 17, pp.191~242, 1973.
- [3] Gubina, F., Hemami, H., andMcGhee, R. B., “On the dynamic stability of biped locomotion”, IEEE trans. on Biomd. Engineering, V BME-21, pp.102~108, 1974.
- [4] Yamaguchi, J. et al, “Development of a biped walking robot compensating for three-axis moment by trunk motion”, IEEE/RSJ Int. Conf. on intelligent robots and system, pp.561~566, 1993.
- [5] Lim, S. H., “A study on the implementation of zero moment point control for IWR-III bipedwalking robot”, Ph.d Dissertation, Inha University, 1999.
- [6] Tzafestas, S. G.,Krikochoritis, R. E., andTzafestas, C. S., “Robust-Adaptive Gait Control of a9-Link Biped Robot”, Syst. Anal. Modelling Simul, pp. 247~304, 1998.
- [7] Shih, C., “Analysis of the dynamics of a biped robot with seven degrees of freedom”, Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.3008~3013, 1996.
- [8] Hirai, K., Hirose, M., Haidawa, Y., and Takenaka, T., “The development of honda humanoidrobot”, Proc. IEEE International Conf. on Robotics and Automation, pp.1321~1326, 1998.
- [9] Yamaguchi, J., Nishino, D., and akanishi, A, “Realization of Dynamic Biped Walking Varying Joint Stiffness Using Antagonistic Driven Joints”, IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, pp.2022~2029., 1998.
- [10] <http://world.honda.com/ASIMO/>
- [11] K. Harada, et al, “A Humanoid Robot Carrying a Heavy Object”, Proc. IEEE International Conf. on Robotics and Automation, pp.1724~1729, 2005.
- [12] J. Kim, I. Park, J. Lee, M. Kim, B. Cho, and J. Oh, “System Design and Dynamic Walking of Humanoid Robot KHR-2”, Proc. IEEE International Conf. on Robotics and Automation, pp.1443~1448, 2005.



- [13] H.S. Choi and Changyul Park, "Dynamics Modelling and Analysis of a Biped Walking Robot Actuated by a Closed-Chain Mechanism.", J. of Robotic Systems, Vol.21 (12), Dec., 2004.
- [14] <http://www.toyota.co.jp>
- [15] Tellez, R., Ferro, F., Garcia, S., Gomez, E., Jorge, E., Mora, D., Pinyol, D., Oliver, J., Torres, O., Velazquez, J., Faconti, D., "Reem-B: an autonomous lightweight human-size humanoid robot", 2008 8th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pp.462~468, 2008.
- [16] Davis, S., Caldwell, D.G., "pneumatic Muscle Actuators for Humanoid applications - Sensor and Valve Integration", 2006 6th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pp.456~461, 2006.
- [17] Spampinato, G., Muscato, G., "DIEES Biped Robot: A bio-inspired Pneumatic Platform for Human Locomotion Analysis and Stiffness Control.", 2006 6th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pp.478~483, 2006.
- [18] Oh Ju-Hwan, "Design and Dynamic Analysis of Biped Walking Robot with 12 D.O.F", MA, Korea Maritime University, 2005.
- [19] Lohmeier, S., Buschmann, T., Schwienbacher, M., Ulbrich, H., Pfeiffer, F., "Leg Design for a Humanoid Walking Robot.", 2006 6th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pp.536~541, 2006.
- [20] Sang-Ho Hyon, Cheng, G., "Gravity Compensation and Full-Body Balancing for Humanoid Robots.", 2006 6th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pp. 214~221, 2006.
- [21] Vanderborght, B., Van Damme, M., Van Ham, R., Beyl, P., Lefeber, D., "A strategy to combine active trajectory control with the exploitation of the natural dynamics to reduce energy consumption for bipedal robots.", 2007 7th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pp.7~12, 2007.
- [22] Xie, M., Zhong, Z.W., Zhang, L., Yang, H.J., Song, C.S., Li, J., Xian, L.B., Wang, L., "Self learning of gravity compensation by LOCH humanoid robot.", 2008 8th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pp.320~325, 2008.
- [23] Scarfogliero, U., Folgheraiter, M., Gini, G., "Advanced steps in biped robotics: innovative design and intuitive control through spring-damper actuator.", 2004 4th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pp.196~214, 2004.

- [24] Fumiya Iida, Yohei Minekawa, Jürgen Rummel, André Seyfarth, “Toward a human-like biped robot with compliant legs.”, *Robotics and Autonomous Systems* Volume 57 Issue 2, pp.139–144, 2009.
- [25] Scheint, M., Sobotka, M., Buss, M., “Compliance in gait synthesis: Effects on energy and gait”, 2008 8th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pp.259~264, 2008.
- [26] Omer, A.M.M., Ghorbani, R., Hun-ok Lim, Takanishi, A., “Semi-passive dynamic walking for biped walking robot using controllable joint stiffness based on dynamic simulation”, *Proceedings of the 4th International Conference on Autonomous Robots and Agents*, pp.681~685, 2009.
- [27] Na Won-Hyun, “A study on the optimum design of biped walking robot applied to a gravity compensator”, MA, Korea Maritime University, 2009.



## 감사의 글

2003 년 팀 프로젝트로 시작된 지능로봇 및 자동화 실험실과의 인연이 벌써 7 년이라는 시간이 지났습니다. 길다면 길고 짧다면 짧은 시간이었지만 많은 추억과 경험을 얻었습니다. 이제 석사 과정을 마치며 실험실과의 인연으로 도움 받았던 분들께 감사의 글은 남기고자 합니다

먼저 저를 지도해 주신 최형식 교수님께 감사 드립니다. 업무적으로는 항상 신뢰해 주시어 맡았던 프로젝트를 잘 진행할 수 있었고 개인적으로는 큰형님 또는 삼촌같이 인생을 사는 방법과 저의 단점과 장점을 지적해 주시어 스스로 발전할 수 있게 해주신 것에 대해 감사 드립니다.

본 논문의 심사 위원장을 맡아주신 왕지석 교수님과 심사 위원을 맡아주신 조종래 교수님께 감사 드립니다. 학부 때부터 개인적으로 존경하고 좋아했던 왕지석 교수님께서 위원장을 맡아 주셔서 감사 드리며, 학부 4 학년 때 개인적인 상담을 해 좋은 조언을 해 주신 조종래 교수께서 위원을 맡아 주셔서 감사 드립니다.

또 석사 과정에 들어와서 알게 된 하드웨어 수업을 해 주신 조용성 교수님께 감사 드립니다. 항상 오시면 해주신 여러가지 정보와 그 외에 재미있는 얘기를 시원하게 해주셔서 좋았습니다. 수 많은 질문에 속시원하게 답변해 주셔서 많은 하드웨어 지식을 얻었고, 모터 드라이버 또한 교수님 덕에 보다 쉽게 개발할 수 있었습니다.

실험실에 들어와 누구보다 가깝게 지낸 동기이며 동생인 김동호, 항상 술을 같이 마시며 언쟁하고 받아준 허재관, 하느님을 사랑하는 강진일, 같이 졸업 못해 아쉬운 강형석에게 모두 고맙고 앞으로 좋은 곳에 가기를 빕니다.

이제 실험실을 이끌어 나아갈 실장 김호성도 앞으로 잘 할 것이라 믿고, 지저분 브라더스 홍성울과 전지광은 좀 더 깔끔하게 다니길 바라며, 미친말 서해용은 지금처럼 밝은 모습 유지하며 실험실 열심히 하고, 이제 석사 과정 올라오는 엄태웅, 윤종수도 열심히 할 것이 믿으며, 그 외 학부생 안준영, 정상기, 우명만, 이동준이 있기에 실험실은 앞으로 많은 발전이 이를 것이라 믿습니다. 그리고 그 동안 생활하며 좋은 추억을 만들어주어서 고맙고, 한번씩 형답지 못한 모습을 보였던 것에 미안한 마음 전합니다.

실험실 선배이자 저의 사장님이셨고 많은 것을 배울 수 있었던 김영식형, 이제 창업하시어 시간나면 술 한잔 사주며 좋은 얘기와 조언해 주신 박용현형, 실험실 선배는 아니지만 많은 도움을 주신 한종석 사장님, 그 외 한번씩 전화로 귀찮게 해도 좋게 받아주면 필요할 때 도움도 준 실험실 선배이자 형들인 이호식, 오정민, 정경식, 전대원, 백창열, 이창만, 김유신, 김무경, 황규득, 우정재, 전창훈, 조성덕, 오주환, 손정호, 손석봉, 이상준, 김병국, 고동연, 임근화, 문웅주, 김경기, 김동찬, 이종훈, 김태형, 나원현, 김동현 형들과 유일한 동갑내기 강동완에게 고마움을 전하고 싶습니다. 모두에게 하나하나 감사의 글을 전하고 쉽지만 앞으로 계속 연락하여 제 마음을 전하겠습니다.

마지막으로 하늘에 계신 아버지와 언제나 저를 믿고 기도해 주신 어머니 그리고 형, 누나에게도 감사 드립니다.

저에게 도움을 주신 모든 분께 다시 한번 감사 드리며 항상 건강과 행복하시길 바랍니다.



2009 년 12 월  
추우현